

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-172690

(43)Date of publication of application : 20.06.2003

(51)Int.Cl.

G01N 21/17  
A61B 10/00

(21)Application number : 2001-374702

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 07.12.2001

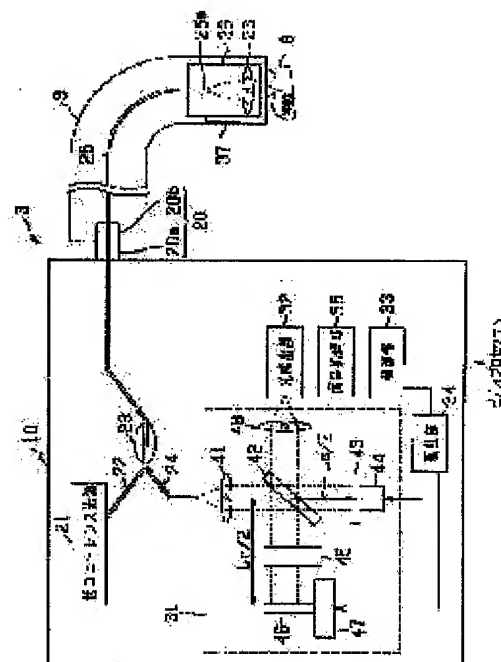
(72)Inventor : ISHIHARA YASUNARI  
HIRATA TADASHI  
HORI AKIHIRO

## (54) OPTICAL IMAGING DEVICE

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To realize an optical imaging device which is not influenced by a change in a polarization state and in which an optical path length is adjusted easily even when an optical probe is replaced and used.

**SOLUTION:** In the optical imaging device 3, low-coherence light generated by a low-coherence light source 21 in a device mainframe 10 is transmitted to an optical fiber 25 in the optical probe 9 via an optical connector part 20 from an optical fiber 22. The greater part of the low-coherence light transmitted to a tip-side end face 25a of the optical fiber 25 is transmitted as observation light to an objective lens 26 arranged and installed on the tip side of the optical probe 9 so as to be condensed in a target part on a specimen 8. Reflected light and scattered light in the target part on the specimen 8 are partly returned again to the device mainframe 10 as return observation light. A part of the low-coherence light transmitted to the tip-side end face 25a of the optical fiber 25 is reflected and separated in the tip-side end face 25a as a first light separation means so as to be returned again to the device mainframe 10 as return reference light.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

26.11.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

## [Claim(s)]

[Claim 1] the insertion section which condenses the low coherence light from the low coherence light source to analyte, and incorporates the return light from this analyte -- and In the optical imaging instrument which has the body of equipment which builds the tomogram for analyte from the return light which connected and incorporated this insertion section The optical means of communication which the low coherence light generated in said low coherence light source is made to transmit, and is irradiated to analyte, In order to provide an optical separation means to divide said low coherence light into observation light and a reference beam and to double the polarization condition of said observation light and reference beam The optical imaging instrument characterized by establishing said optical separation means between the termination of said interior of an optical means of communication, or said optical means of communication, or said optical means of communication and analyte.

[Claim 2] The optical imaging instrument according to claim 1 with which the observation light separated with said optical separation means and a reference beam are characterized by having the same optical axis in at least said interior of an optical means of communication, or the part between said optical means of communication and analytes.

[Claim 3] The optical imaging instrument according to claim 1 with which the observation light which has the optical interference means in which the return observation light by dispersion or echo and said reference beam of said observation light from analyte are made to interfere, and was separated with said optical separation means, and a reference beam are characterized by to have the same optical axis [ before / at least / a part of / said interference means ] while said interior of an optical means of communication, or said optical means of communication and analyte.

[Claim 4] The optical imaging instrument according to claim 1 characterized by establishing an optical-path-length difference generation means to generate the optical-path-length difference of said observation light and said reference beam.

## [Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention condenses low coherence light to analyte, and relates to the optical imaging instrument which builds the tomogram for analyte from the information on the return light from the analyte.

[0002]

[Description of the Prior Art] In recent years, the optical imaging instrument called OCT (Optical Coherence Tomography) is used widely. The above-mentioned optical imaging instrument condenses to analyte the light of the low coherence generated in the light source, is scanning a focal location in that case, and builds the tomogram inside analyte from the information on the return light from the analyte.

[0003] The low coherence light from the low coherence light source is condensed to analyte, and what has the body of equipment which builds the tomogram for analyte from the insertion section which incorporates the return light from this analyte, and the return light which connected and incorporated this insertion section is proposed as such an optical imaging instrument is indicated by JP,11-72431,A.

[0004] The optical system of the conventional optical imaging instrument divides into observation light and a reference beam the low coherence light generated in the low coherence light source with an optical separation means, scans this separated observation light to analyte, and condenses to analyte. And a part of reflected light of the analyte from the focus and scattered light pass along the above-mentioned optical path as a return observation light, and it returns to an optical separation means side again.

[0005] On the other hand, it is reflected with a reference beam means of communication, and the reference beam separated with the optical separation means is again returned to an optical separation means side. A reference beam has the optical path length adjusted at this time, so that it may become almost equal to the optical path length of observation light. And an almost equal return reference beam and the return observation light from an analyte side interfere, and these optical path lengths are detected by the photodetector which is a photodetection means. The signal of light in which it restored to the output of this detector and interfered is extracted. After the signal of the extracted light is changed into a

digital signal, signal processing is carried out and the image data corresponding to a tomogram is generated. And the generated image data is displayed as a fault image of analyte with a monitor.

[0006]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, since the above-mentioned conventional optical imaging instrument had the separate optical path of observation light and a reference beam, when these observation light and a reference beam interfered, it had the problem that a mutual polarization condition will change and the reinforcement of an interference light will change by change of each polarization condition.

[0007] Moreover, when the above-mentioned conventional optical imaging instrument exchanged the insertion section from the body of equipment, after the optical path length in the insertion section changed a lot by the difference between individual difference or a class, optical-path-length adjustment of a reference beam optical path was difficult for it.

[0008] This invention aims to let optical-path-length adjustment offer an easy optical imaging instrument, also when the insertion section is exchanged and used, without being made in view of the above-mentioned situation, and being influenced by change of a polarization condition.

[0009]

[Means for Solving the Problem] Claim 1 of this invention condenses the low coherence light from the low coherence light source to analyte. In the optical imaging instrument which has the body of equipment which builds the tomogram for analyte from the insertion section which incorporates the return light from this analyte, and the return light which connected and incorporated this insertion section The optical means of communication which the low coherence light generated in said low coherence light source is made to transmit, and is irradiated to analyte, In order to provide an optical separation means to divide said low coherence light into observation light and a reference beam and to double the polarization condition of said observation light and reference beam, it is characterized by establishing said optical separation means between the termination of said interior of an optical means of communication, or said optical means of communication, or said optical means of communication and analyte. Moreover, claim 2 of this invention is characterized by the observation light separated with said optical separation means and a reference beam having the same optical axis in at least said interior of an optical means of communication, or the part between said optical means of communication and analytes in the optical imaging instrument of claim 1. Moreover, claim 3 of this invention is set to the optical imaging instrument of claim 1. It has the optical interference means in which the return observation light by dispersion or echo and said reference beam of said observation light from analyte are made to interfere. The observation light and the reference beam which were separated with said optical separation means are characterized by having the same optical axis [ before / at least / a part of / said interference means ], while said interior of an optical means of communication, or said optical means of communication and analyte. Moreover, claim 4 of this invention is characterized by establishing an optical-path-length difference generation means to generate the optical-path-length difference of said observation light and said reference beam in the optical imaging instrument of claim 1. Also when the insertion section is exchanged and used by this configuration, without being influenced by change of a polarization condition, an optical imaging instrument with easy optical-path-length adjustment is realized.

[0010]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the gestalt of operation of this invention is explained with reference to a drawing.

Drawing 1 thru/or drawing 10 start the gestalt of operation of the 1st of this invention. (Gestalt of the 1st operation) The block diagram showing the optical imaging system by which drawing 1 was equipped with the gestalt of operation of the 1st of this invention, The outline block diagram in which drawing 2 shows the optical imaging instrument of the gestalt of operation of the 1st of this invention, The detail block diagram of the optical imaging instrument of drawing 2 and drawing 4 drawing 3 The head side block diagram of the optical probe of drawing 3 , The head side block diagram of the optical probe which drawing 5 shows the 1st modification of drawing 4 , the head side block diagram of the optical probe

which drawing 6 shows the 2nd modification of drawing 4 , The block diagram in which drawing 7 shows the modification of the optical-path-length difference generation section, the explanatory view in which drawing 8 R> 8 shows the filter revolution base of drawing 7 , The block diagram in which drawing 9 shows the modification of a distributed controller, the head side block diagram of the optical probe which drawing 10 shows the modification of the 1st optical separation means, the head side block diagram of the optical probe which drawing 11 shows the 3rd modification of drawing 4 R> 4, and drawing 1212 are outline enlarged drawings of drawing 11 .

[0011] The optical imaging system 1 equipped with the gestalt of operation of the 1st of this invention as shown in drawing 1 consists of endoscope equipment 2 and an optical imaging instrument 3. In addition, although the optical imaging system 1 of the gestalt of this operation is constituted so that it may combine with endoscope equipment 2, it can constitute a system only for optical imaging instrument 3.

[0012] The light equipment 6 for endoscopes and the video processor 7 are connected to the electronic endoscope (the following, endoscope) 4 equipped with the image pick-up means which is not illustrated through the universal cable 5, enabling free attachment and detachment, and endoscope equipment 2 is constituted.

[0013] The optical imaging instrument 3 has the flexibility which can be inserted in the living body, connects the low coherence light from the below-mentioned low coherence light source for the optical probe 9 and this optical probe 9 as the insertion section which condenses to the object part of analyte 8, enabling free attachment and detachment, and consists of bodies 10 of equipment which build the tomogram for analyte 8 from the return light from the object part of analyte 8.

[0014] An endoscope 4 has the insertion section 11 of \*\* length which can be inserted into a coelome, and the control unit 12 of \*\*\*\* is formed in the back end of this insertion section 11. The forceps insertion opening 13 is formed near the back end of this insertion section 11, and the endoscope 4 is opening this forceps insertion opening 13 for free passage with the channel 14 for forceps insertion in that interior.

[0015] The light guide which does not illustrate an endoscope 4 in this insertion section 11 is inserted in. This light guide inserts in the universal cable 5, and illuminates analytes, such as the affected part, from the illumination window which the illumination light was transmitted from the light equipment 6 for endoscopes, and was prepared in the point of the insertion section 11. Moreover, the object optical system and image pick-up equipment which are not illustrated to the attached observation port which adjoined the illumination window are formed, and an endoscope 4 picturizes analyte images, such as the illuminated affected part. The image pick-up signal from the image pick-up equipment of an endoscope 4 is transmitted to the video processor 7 through the signal line which inserts in the universal cable 5 and which is not illustrated. And the video processor 7 carries out signal processing of the transmitted image pick-up signal, transmits it to a monitor 15, and displays endoscope image 15a.

[0016] From the forceps insertion opening 13 of the endoscope 4 with which the optical probe 8 which constitutes the optical imaging instrument 3 constitutes endoscope equipment 2, through the channel 14 for forceps insertion, the optical imaging system 1 makes an end-of-the-probe side project from the head opening, and is used. And under observation of an endoscope 4, to the object part of analytes, such as the affected part, the optical imaging system 1 irradiates low coherence light, obtains the fault image data of the object part, and can display OCT image 15b now on the screen of a monitor 15 with the optical probe 8.

[0017] As shown in drawing 2 , probe side optical connector section 20b of the optical probe 9 can connect the optical imaging instrument 3 to body side optical connector section 20a of the body 10 of equipment free [ attachment and detachment ], and the optical probe 9 has exchangeable composition to the body 10 of equipment.

[0018] The body 10 of equipment has the low coherence light sources 21, such as super-high brightness light emitting diode (below a super luminescent diode, SLD, and brief sketch). That wavelength is 1310nm and the low coherence light generated in this low coherence light source is equipped with the description of low coherence which shows coherence only in a short range [ as / that coherence length of whose is about 17 micrometers ]. That is, this low coherence light is detected as a light in which it

interfered when were mixed again and the difference of the two optical path lengths to the point mixed from the separated point was in a short range which is about 17 micrometers after separating into two, and shows the property in which it does not interfere when the optical path length is larger than it.

[0019] Incidence of this low coherence light is carried out to the end of a single mode fiber (following, only optical fiber) 22 from the low coherence light source 21, and it is transmitted to an other-end side (head side edge side) side. This optical fiber 22 is combined with the optical coupler 23 as 2nd intermediate optical separation means as optically as an optical fiber 24. Therefore, with this optical coupler 23, the return light from analyte branches to an optical fiber 24, and low coherence light is transmitted to the below-mentioned photodetection section side. In addition, without using the optical coupler 23, the body 10 of equipment may be constituted so that the return light from analyte may branch to an optical fiber 24.

[0020] The low coherence light transmitted to the head side of an optical fiber 22 (optical coupler 23) will be transmitted to the optical probe 9 through these optical connector section 20, if probe side optical connector section 20b is connected to body side optical connector section 20a.

[0021] The low coherence light transmitted to the optical probe 9 is transmitted to the other-end side (head side edge side) 25a side of the optical fiber 25 installed from probe side optical connector section 20b. That most is transmitted to the objective lens 26 arranged in the head side of the optical probe 9 as an observation light, and the low coherence light transmitted to head side edge side 25a of this optical fiber 25 is condensed by the object part of analyte 8 with that focus with this objective lens 26. And a part of reflected light of the object part of the analyte 8 from the focus and scattered light pass along the above-mentioned optical path as a return observation light, and it returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment again.

[0022] On the other hand, reflective separation is carried out by head side edge side 25a as 1st optical separation means to mention later, and a part of low coherence light transmitted to head side edge side 25a of an optical fiber 25 returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment again as a return reference beam. And the return observation light and the return reference beam which returned to the optical coupler 23 side branch to an optical fiber 24 with this optical coupler 23, and are transmitted to the head side edge side of this optical fiber 24.

[0023] The return observation light and the return reference beam which were transmitted to the head side edge side of this optical fiber 24 have the optical path length adjusted in the optical-path-length difference generation section 31 so that these optical-path-length differences may be in agreement. Adjustment of the optical path length is performed by the actuator 34 where the optical-path-length difference generation section 31 is controlled by the control section 33 synchronizing with the signal from the photodetection section 32 at this time.

[0024] And it interferes in the reference beam and observation light with these equal optical path lengths within the optical path of the optical-path-length difference generation section 31. This interference light is received in the photodetection sections 32, such as a photodiode. The photodetection section 32 carries out photo electric translation of the interference light to an interference electrical signal, and this interference electrical signal by which photo electric translation was carried out is amplified with amplifier etc., and is inputted into the signal-processing section 35. The signal-processing section 35 performs and carries out A/D conversion of the recovery processing which extracts only the signal part of observation light for the inputted interference electrical signal, and outputs a digital signal to a control section 33.

[0025] A control section 33 generates the image data corresponding to a tomogram from the inputted digital signal. And the generated image data is outputted to a monitor 15 through the video processor 6, and OCT image 15b of analyte 8 is displayed on this display screen.

[0026] Next, the detail configuration of the optical imaging instrument 3 is explained using drawing 3 and drawing 4. First, the configuration by the side of the head of the optical probe 9 is explained. As shown in drawing 3 and drawing 4, head side edge side 25a of an objective lens 26 and an optical fiber 25 is prepared in the light-scanning unit 36 in one. While, as for this light-scanning unit 36, a 2-dimensional

scan (XY scan) is performed to the object part of analyte 8 by forming the actuators 37, such as a PZT component, as a light-scanning means, forward/backward moving is carried out in the direction of an optical axis (Z shaft orientations), and a vertical scanning is performed in the direction of the depths to the object part of analyte 8. This actuator 37 is driven by the actuator 34.

[0027] On the other hand, head side edge side 25a of an optical fiber 25 carries out reflective separation of a part of transmitted low coherence light as a return reference beam as 1st optical separation means. By this, the return observation light by which incidence is carried out to head side edge side 25a of an optical fiber 25, and the return reference beam by which reflective separation is carried out by head side edge side 25a of an optical fiber 25 serve as an optical-path-length difference of  $2\Delta L$ . The optical-path-length difference generation section 31 adjusts the optical path length so that the optical-path-length difference of this return observation light and a return reference beam may be in agreement.

[0028] Next, the optical-path-length difference generation section 31 is explained. The return observation light and the return reference beam which were delivered that it mentioned above to the head side edge side of an optical fiber 24 are made into parallel light with the parallel lens 41 of the optical-path-length difference generation section 31, and are separated into observation light and a reference beam by the half mirror 42 which is the 3rd optical separation means.

[0029] Incidence of the return observation light separated by the half mirror 42 is carried out to the observation light side reflective mirror 43. The piezoelectric device 44 has pasted up the observation light side reflective mirror 43 on this lower part side as a light modulation means. This piezoelectric device 44 vibrates the observation light side reflective mirror 43 in the direction of an optical axis by a driving signal being impressed from an actuator 34. Light modulation is carried out, it is reflected and the observation light by which incidence is carried out to this observation light side reflective mirror 43 returns to a half mirror 42 side again.

[0030] On the other hand, distributed adjustment is carried out by the optical distribution controller 45 as an optical distribution adjustment means, it is reflected in the direction of an optical axis by the reference beam side reflective mirror 46 in which forward/backward moving is possible, and the return reference beam separated by the half mirror 42 returns to a half mirror 42 side again. This reference beam side reflective mirror 46 is formed in the reference beam side stage 47 in which forward/backward moving is possible, and has the optical path length of a reference beam adjusted in the direction of an optical axis.

[0031] This reference beam side stage 47 is driven by the actuator 34, and forward/backward moving is carried out in the direction of an optical axis so that the optical path length of all observation optical paths and the optical path length of all reference beam ways may be in agreement. Furthermore, specifically, the optical path length with a half mirror 42 - the reference beam side reflective mirror 46 is set to  $L_r/2$ . Moreover, the optical path length with a half mirror 42 - the observation light side reflective mirror 43 is set to  $L_s/2$ .

[0032] In order that a control section 33 may cancel optical-path-length difference  $2\Delta L$  of the optical fiber 25 within the optical probe 9 mentioned above, an actuator 34 is driven so that the optical path length of a reference beam and the optical path length of observation light may be set to  $L_r = L_s + 2\Delta L$ , and forward/backward moving of the reference beam side stage 47 is carried out in the direction of an optical axis. And these optical path lengths interfere in almost equal reference beam and observation light by the optical path from a half mirror 42 side. That is, a half mirror 42 serves as the interference means while being the 3rd optical separation means. And it is condensed with the detection side condenser lens 48, and this interference light is received in the photodetection section 32.

[0033] By this, by the gestalt of this operation, since the optical path of observation light and a reference beam is the same to head side edge side 25a of the optical fiber 25 of the low coherence light source 21 - the optical probe 9, the polarization condition of these observation light and a reference beam interferes in the condition of having been mostly in agreement, and it is lost that the reinforcement of an interference light changes by change of a polarization condition. Moreover, also when the optical probe 9 is exchanged and used with the gestalt of this operation, optical-path-length adjustment is easy.

[0034] Thus, as mentioned above, from the forceps insertion opening 13 of the endoscope 4 with which

the optical probe 8 is inserted into a coelome, through the channel 14 for forceps insertion, the optical imaging system 1 constituted makes the head opening to an end-of-the-probe side project, and is used. In addition, the optical probe 9 of the optical imaging instrument 3 is independently inserted in the optical imaging system 1 into a coelome etc., and it may be used. Moreover, it may be made to unite with the above-mentioned endoscope etc., and the optical imaging instrument 3 may be constituted. Furthermore, the optical imaging instrument 1 may be used together with other observation means and treatment means, and may be used. And to the body tissue of analyte 8, the optical imaging instrument 3 condenses low coherence light from the optical probe 9, obtains the fault image data inside the body tissue, and displays OCT image 15b on the screen of a monitor 15.

[0035] Here, since analyte 8 differs from the observation object part, the optical probe 9 with which die length differs extremely may be exchanged and used for the optical imaging instrument 3. As mentioned above, since the optical path of observation light and a reference beam is the same to head side edge side 25a of the optical fiber 25 of the low coherence light source 21 - the optical probe 9, also when the optical probe 9 is exchanged and used, optical-path-length adjustment is easy for the optical imaging instrument 3 while it is lost that the polarization condition of observation light and a reference beam interferes in the condition of having been mostly in agreement, and the reinforcement of an interference light changes by change of a polarization condition.

[0036] Consequently, without being influenced by the polarization condition of low coffee RENSU light also when the optical probe 9 is exchanged and used, optical-path-length adjustment is easy and the optical imaging instrument 3 of the gestalt of this operation can obtain an OCT tomogram certainly.

[0037] In addition, as shown in drawing 5, the optical fiber 25 of the optical probe 9 interior may prepare and constitute the reflective coat film 50 in head side edge side 25a which is the 1st optical separation means. Thereby, it can be further increased by the return reference beam reflected from head side edge side 25a of an optical fiber 25.

[0038] Moreover, as shown in drawing 6, XY reflective mirror scan 51 may be used for light-scanning unit 36B instead of an actuator 37 as a light-scanning means, and it may constitute it so that a horizontal scanning may be performed. This XY reflective mirror scan 51 is formed in the head side of a condenser lens 26.

[0039] And incidence of the observation light from a condenser lens 26 is carried out to XY reflective mirror scan 51, and it is scanned by the applicable horizontal direction to analyte with this XY reflective mirror scan 51. Here, to analyte, observation light is scanned in the direction of Y by Y scan mirror 51a, next is scanned in the direction of X by X-scanning mirror 51b. In addition, these X-scanning mirror 51b and Y scan mirror 51a are driven by the actuator 34 like an actuator 37.

[0040] And the observation light scanned with these XY(s) reflective mirror scan 51 (51a, 51b) is irradiated by the object part of analyte 8 through an observation port 52. In this case, optical-path-length difference  $2\Delta L$  of observation light and a reference beam becomes twice an optical path to the object part of head side edge side 25a of an optical fiber 25 - analyte 8. In addition, XY reflective mirror scan 51 (51a, 51b) may consist of making forward/backward moving carry out in the direction of an optical axis (Z shaft orientations) so that a vertical scanning may be performed in the direction of the depths to the object part of analyte 8.

[0041] Moreover, as shown in drawing 7 and drawing 8, the optical-path-length difference generation section 31 may prepare and constitute the filter revolution base 53 in which the adjustable dimming filters 53a-53f were formed as an optical attenuating means which decreases the amount of transmitted lights between a half mirror 42 and the reference beam side reflective mirror 46, when the reference beam which carries out incidence is too strong in the photodetection section 32 compared with observation light. In addition, this filter revolution base 53 is driven by the actuator 34. Thereby, a reference beam serves as suitable reinforcement compared with observation light, and the optical-path-length difference generation section 31 can obtain the optimal OCT tomogram.

[0042] Moreover, the optical-path-length difference generation section 31 may use for and constitute Gratings 54a and 54b and Lenses 55a and 55b instead of the optical distribution controller 45, as shown in



drawing 9 . In this case, lens 55a is prepared in the direction of an optical axis on the stage 56 in which forward/backward moving is possible, and it is driven by the actuator 34 so that optimal distributed adjustment may be performed. Thereby, a return reference beam becomes possible [ distributed adjustment being carried out the optimal and interfering with observation light from the optical path of a half mirror 42 ].

[0043] Moreover, as shown in drawing 10 , a reference beam may not be separated by head side edge side 25a of an optical fiber 25 as 1st optical separation means, but you may constitute so that reflective separation of the reference beam may be carried out by the optical path of a before [ from head side edge side 25a of an optical fiber 25 / a condenser lens 26 ]. Light-scanning unit 36C prepared in the head side of the optical probe 9 has formed the parallel lens 57 and the half mirror 58 in from head side edge side 25a of an optical fiber 25 before the condenser lens 26.

[0044] Low coherence light transmitted to head side edge side 25a of an optical fiber 25 is made into parallel light with the parallel lens 57. And the great portion of low coherence light made into this parallel light passes a half mirror 58 as an observation light, and it is condensed by the object part of analyte 8 with the focus of an objective lens 26.

[0045] And a part of reflected light of the object part of the analyte 8 from the focus and scattered light pass along the above-mentioned optical path as a return observation light, and it returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment again. On the other hand, reflective separation is carried out by the half mirror 58, and incidence of a part of low coherence light made into parallel light is again carried out to head side edge side 25a of an optical fiber 25 as a return reference beam, and it returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment.

[0046] By this, optical-path-length difference  $2\Delta L$  of a reference beam and observation light becomes twice between the object parts of a half mirror 58 - analyte 8, and it can be made shorter than the optical-path-length difference explained by above-mentioned drawing 4 . Therefore, optical-path-length adjustment in the optical-path-length difference generation section 31 can be shortened, and optical-path-length adjustment becomes easy further.

[0047] Moreover, as shown in drawing 11 , optical probe 9B may be constituted so that an optical fiber 25 may be inserted in in a flexible shaft 110 and a rotation scan may be carried out. The flexible shaft 110 is connected with the body 10 of equipment free [ attachment and detachment ] by the optical rotary joint which this end face side does not illustrate. This optical rotary joint performs association which can transmit light in the nonrotation section and the revolution section.

[0048] Moreover, a flexible shaft 110 is connected to the head side of an optical fiber 25 free [ rotation of the inclination refractive-index lens (GRIN lens; Gradient Index lens) 111 and prism 112 ]. Namely, as for optical probe 9B, a flexible shaft 110, the inclination refractive-index lens 111, and prism 112 are scanned by the optical rotary joint in the direction of  $R_{\theta}$  to the object part of analyte 8.

[0049] The low coherence light transmitted to head side edge side 25a of an optical fiber 25 passes the inclination refractive-index lens 111 and prism 112, and incidence is carried out to an observation port 52.

[0050] And as shown in drawing 12 , the great portion of low coherence light passes an observation port 52 as an observation light, and it is condensed by the object part of analyte 8.

[0051] And a part of reflected light of the object part of the analyte 8 from the focus and scattered light pass along the above-mentioned optical path as a return observation light, and it returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment again. On the other hand, reflective separation is carried out by the observation port 52, and a part of low coherence light turns into a return reference beam. And it passes along the above-mentioned optical path, and returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment again.

[0052] At this time, optical-path-length difference  $2\Delta L$  of observation light and a reference beam becomes the twice to the object part of an observation port 52 - analyte 8. For this reason, optical-path-length adjustment of the return reference beam is carried out in the optical-path-length generation section 31 within the body 10 of equipment so that optical-path-length difference  $2\Delta L$  with observation light may be in agreement, as mentioned above. Therefore, optical probe 9B can be



adjusted so that the optical-path-length difference of observation light and a reference beam may be in agreement.

[0053] (Gestalt of the 2nd operation) The block diagram and drawing 1414 in which drawing 13 and drawing 14 start the gestalt of operation of the 2nd of this invention, and drawing 13 shows the optical imaging instrument of the gestalt of operation of the 2nd of this invention are a head side block diagram of the optical probe of drawing 13. The gestalt of operation of \*\*\*\* 2 is constituted so that coincidence \*\* of the polarization condition of a reference beam and observation light may be carried out more more than the gestalt of implementation of the above 1st. Since the other configuration is the same as that of the gestalt of implementation of the above 1st almost, it omits explanation, and it attaches and explains the same sign to the same configuration.

[0054] That is, as shown in drawing 13, optical imaging instrument 3B of the gestalt of operation of \*\*\*\* 2 has linearly polarized light type low coherence light source (following and low coherence light source) 21B which generates the low coherence light of the linearly polarized light, and is constituted. Incidence of the low coherence light of the linearly polarized light generated in this coherence light source 21B is carried out to the end of an optical fiber 22, and it is transmitted through the optical connector section 20 to head side edge side 25a of the optical fiber 25 in the optical probe 9 like the gestalt of implementation of the above 1st. In addition, the optical coupler 23 used with the gestalt of this operation is a plane-of-polarization preservation fiber coupler.

[0055] And as shown in drawing 14, outgoing radiation of the low coherence light of the linearly polarized light transmitted to head side edge side 25a of an optical fiber 25 is carried out from head side edge side 25a, it is condensed by the object part of analyte 8 with a condenser lens 26, and a part of reflected light of the object part of this analyte 8 and scattered light pass along the above-mentioned optical path as a return observation light, and it returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment again.

[0056] Here, while the observation light by which outgoing radiation is carried out from head side edge side 25a of an optical fiber 25 polarizes  $\lambda/4$  by the plane-of-polarization revolution components 69, such as a faraday rotator which prepared this plane of polarization in light-scanning unit 36D, it polarizes  $\lambda/4$ , and it doubles the return observation light from analyte 8, and polarizes  $\lambda/2$ . On the other hand, reflective separation is carried out by head side edge side 25a like the gestalt of implementation of the above 1st, and a part of low coherence light transmitted to head side edge side 25a of an optical fiber 25 returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment again. And the return observation light and the return reference beam which returned to the optical coupler 23 side branch to an optical fiber 24 with this optical coupler 23, are transmitted to the optical-path-length difference generation section 60, and have the optical path length adjusted so that the optical-path-length difference of return observation light and a return reference beam may be in agreement.

[0057] The return observation light and the return reference beam which were transmitted are made into parallel light with the parallel lens 41 of the optical-path-length difference generation section 60, and are divided into observation light and a reference beam by the polarization beam splitter 61 which is the 3rd optical separation means.

[0058] It is reflected by the reflective mirror 62 and incidence of the separated return reference beam is carried out to a half mirror 64. At this time, a return reference beam is adjusted by the optical-path-length difference adjustment lens 63 prepared between the polarization beam splitter 61 and the reflective mirror 62 so that an optical-path-length difference with observation light may be in agreement.

[0059] While light modulation is carried out with the electrooptical modulator (EOM; Electro-Optic Modulator) 66 with which return observation light was prepared between the polarization beam splitter 61 and the reflective mirror 65 at this time, it polarizes plane of polarization  $\lambda/2$  with the plane-of-polarization revolution component 67 prepared between the reflective mirror 65 and the half mirror 64. After polarizing  $\lambda/2$  with the plane-of-polarization revolution component 67 by the head side of the optical probe 9, in the optical-path-length difference generation section 60; return observation light polarizes  $\lambda/2$ , is doubled, and  $\lambda$  polarization of it is done by this.

[0060] And it interferes in these return reference beam and return observation light by the half mirror 64. It is condensed by detection side condenser lens 48a, and one side of this interference light is received by photodetection section 32A. Moreover, it is condensed by detection side condenser lens 48b, and another side of this interference light is received by photodetection section 32B.

[0061] And photodetection section 32A and photodetection section 32B carry out photo electric translation of the light which received light, respectively to an electrical signal, and these electrical signals by which photo electric translation was carried out are subtracted with a subtractor 68, take difference, are amplified with amplifier etc., and are inputted into the signal-processing section 35. The signal-processing section 35 performs and carries out A/D conversion of the recovery processing, and outputs a digital signal to a control section 33.

[0062] A control section 33 generates the image data corresponding to a tomogram from the inputted digital signal. And the generated image data is outputted to a monitor 15 through the video processor 6, and OCT image 15b of analyte 8 is displayed on this display screen. Consequently, as for optical imaging instrument 3B of the gestalt of operation of \*\*\*\* 2, it is more possible than the gestalt of implementation of the above 1st for it to be thoroughly in agreement, and for optical-path-length adjustment to be easy and for a polarization condition to obtain an OCT tomogram certainly.

[0063] Drawing 15 thru/or drawing 23 start the gestalt of operation of the 3rd of this invention. (Gestalt of the 3rd operation) The outline block diagram in which drawing 15 shows the optical imaging instrument of the gestalt of operation of the 3rd of this invention, Drawing 16 thru/or drawing 23 show the concrete example of a configuration of the optical-path-length difference generation section of drawing 15. The block diagram of the 1st optical-path-length difference generation section and drawing 17 drawing 16 The block diagram of the 2nd optical-path-length difference generation section, The block diagram of the 3rd optical-path-length difference generation section and drawing 19 drawing 18 R> 8 The block diagram of the 4th optical-path-length difference generation section, For drawing 20, the block diagram of the 5th optical-path-length difference generation section and drawing 21 are [ the block diagram of the 7th optical-path-length difference generation section and drawing 23 of the block diagram of the 6th optical-path-length difference generation section and drawing 2222 ] the block diagrams of the 8th optical-path-length difference generation section.

[0064] Although the gestalt of the above 1st and the 2nd implementation prepares and constitutes the optical-path-length difference generation section between the optical couplers 23 and the photodetection sections 31 which are the 2nd optical separation means, the optical-path-length difference generation section is prepared between the low coherence light source 21 and the optical coupler 23 which is the 2nd optical separation means, and the gestalt of operation of \*\*\*\* 3 constitutes it. Since the other configuration is the same as that of the gestalt of implementation of the above 1st almost, it omits explanation, and it attaches and explains the same sign to the same configuration.

[0065] That is, as shown in drawing 15, optical imaging instrument 3C of the gestalt of operation of \*\*\*\* 3 forms the optical-path-length difference generation section 71 between the low coherence light source 21 and the optical coupler 23 which is the 2nd optical separation means, and is constituted. The low coherence light from the low coherence light source 21 is transmitted with an optical fiber 72, and is separated into observation light and a reference beam by the optical coupler 73 as 3rd optical separation means in the optical-path-length difference generation section 71. And observation light and a reference beam have these optical-path-lengths difference adjusted, and are transmitted to the optical probe 9 through an optical fiber 22. In addition, the optical-path-length difference generation section 71 may be formed between the optical coupler 23 and the photodetection section 31, as the gestalt of implementation of the above 1st explained, and it may be constituted.

[0066] Hereafter, the optical-path-length difference generation section 71 (71A-71H) used for optical imaging instrument 3C of the gestalt of operation of \*\*\*\* 3 using drawing 16 - drawing 23 is explained. As shown in drawing 16, the low coherence light which optical-path-length difference generation section 71A is delivered with an optical fiber 72 is separated into observation light and a reference beam by the optical coupler 73.

[0067] It is made parallel light by one head side edge side 72B to observation light side lens 74b of an optical fiber, it is reflected by the observation light side reflective mirror 43, and the separated observation light returns to the optical coupler 73 side again. On the other hand, it is made parallel light by one head side edge side 72A to reference beam side lens 74a of an optical fiber 72, it is reflected by the reference beam side reflective mirror 46, and the separated reference beam returns to the optical coupler 73 side again.

[0068] The piezoelectric device 75 which can vibrate in the direction of an optical axis has pasted up this reference beam side reflective mirror 46. By a driving signal being impressed from an actuator 34, this piezoelectric device 75 vibrates the reference beam side reflective mirror 46 in the direction of an optical axis, and it is adjusted so that an optical-path-length difference with observation light may be in agreement. Moreover, the reference beam side reflective mirror 46 carries out light modulation of the reference beam to reflect by vibrating by the piezoelectric device 75.

[0069] And the return observation light and the return reference beam which returned to the optical coupler 73 side branch to an optical fiber 22 with this optical coupler 73, and are transmitted to the optical probe 9 through this optical fiber 22. Thereby, optical-path-length difference generation section 71A is adjusting the optical-path-length difference so that the optical-path-length difference of a reference beam and observation light may be in agreement.

[0070] Moreover, as shown in drawing 17, low coherence light is separated into observation light and a reference beam by the optical coupler 73 like the above-mentioned optical-path-length difference generation section 71A, and optical-path-length difference generation section 71B is made into parallel light by observation light side lens 74b and reference beam side lens 74a, respectively.

[0071] After light modulation of the reference beam made into parallel light by reference beam side lens 74a is carried out with an electrooptical modulator (EOM) 76, it is reflected in the direction of an optical axis by the reference beam side reflective mirror 46 in which forward/backward moving is possible, and it returns to the optical 3rd tee 73 side again. This reference beam side reflective mirror 46 is formed in the reference beam side stage 47 explained with the gestalt of implementation of the above 1st, and has the optical path length of a reference beam adjusted. On the other hand, observation light is the same as that of the above-mentioned optical-path-length difference generation section 71A. Thereby, optical-path-length difference generation section 71B can adjust an optical-path-length difference so that the optical-path-length difference of a reference beam and observation light may be in agreement.

[0072] Moreover, as shown in drawing 18, after the reference beam and observation light which were separated with the optical coupler 73 like the above-mentioned optical-path-length difference generation section 71A are made into parallel light by reference beam side lens 74a and observation light side lens 74b, respectively, light modulation of optical-path-length difference generation section 71C is carried out with acoustooptic modulators (AOM; Acousto-Optic Modulator) 77a and 77b. These acoustooptic modulators (AOM) 77a and 77b are adjusted so that the optical-path-length difference of a reference beam and observation light may be in agreement.

[0073] And, respectively it is condensed by the incidence end faces 22A and 22B of an optical fiber 22, the reference beam and observation light which had the optical-path-length difference adjusted carry out incidence by reference beam side lens 78a and observation light side lens 78b, and optical coupling is carried out in the optical coupler section 79, and they are transmitted to the optical probe 9. Thereby, optical-path-length difference generation section 71C can adjust an optical-path-length difference so that the optical-path-length difference of a reference beam and observation light may be in agreement.

[0074] Moreover, as shown in drawing 19, the low coherence light which optical-path-length difference generation section 71D is delivered with an optical fiber 72 is condensed with a condenser lens 81 from head side edge side 72a, and a reference beam and observation light are separated by the acoustooptic modulator (AOM) 82 as 3rd optical separation means. Distributed adjustment is carried out by the transparency mold grating 83, respectively, and condensing incidence of the reference beam and observation light which were separated is carried out to incidence end-face 22a of an optical fiber 22 with a condenser lens 84, and they are transmitted to the optical probe 9. Thereby, optical-path-length

difference generation section 71D can adjust an optical-path-length difference so that the optical-path-length difference of a reference beam and observation light may be in agreement.

[0075] Moreover, as shown in drawing 20, like the above-mentioned optical-path-length difference generation section 71A, low coherence light is separated by the optical coupler 73 with observation light and a reference beam, and optical-path-length difference generation section 71E is transmitted to head side edge side 72a of an optical fiber 72.

[0076] And it is reflected by head side edge side 72a of an optical fiber 72, and observation light returns to the optical coupler 73 side. On the other hand, it is made parallel light with the parallel lens 85 from head side edge side 72a of an optical fiber 72 like the above-mentioned optical-path-length difference generation section 71A, it is reflected by the reference beam side reflective mirror 46, and a reference beam returns to the optical coupler 73 side again. In addition, at this time, as mentioned above, the reference beam side reflective mirror 46 carries out light modulation of the reference beam to reflect by vibrating by the piezoelectric device 75. Thereby, optical-path-length difference generation section 71E can be adjusted so that a gone part of the optical path length from head side edge side 72a of an optical fiber 72 to the reference beam side reflective mirror 46 and an optical-path-length difference may be in agreement.

[0077] Moreover, as shown in drawing 21, optical-path-length difference generation section 71F provide the half mirror 86 which reflects observation light between the parallel lens 85 of the above-mentioned optical-path-length difference generation section 71E, and the reference beam side reflective mirror 46. For this reason, it is reflected by the half mirror 86 and the reference beam separated with the optical coupler 73 returns to the optical coupler 73 side again, after being made into parallel light with the parallel lens 85.

[0078] On the other hand, it is made parallel light with the parallel lens 85 from head side edge side 72a of an optical fiber 72 like the above-mentioned optical-path-length difference generation section 71E, a half mirror 86 is passed, it is reflected by the reference beam side reflective mirror 46, and the reference beam separated with the optical coupler 73 returns to the optical coupler 73 side again. In addition, at this time, as mentioned above, the reference beam side reflective mirror 46 carries out light modulation of the reference beam to reflect by vibrating by the piezoelectric device 75. Thereby, optical-path-length difference generation section 71F can be adjusted so that a gone part of the optical path length from the half mirror 86 to the reference beam side reflective mirror 46 and an optical-path-length difference may be in agreement.

[0079] In addition, optical-path-length difference generation section 71F of optical-path-length difference generation section 71E of drawing 20 and drawing 21 may use for and constitute an optical circulator instead of being the optical coupler 73, when the observation light and the reference beam which were separated are supplied.

[0080] Moreover, as shown in drawing 22, optical-path-length difference generation section 71G form a half mirror 88 and a half mirror 90 as 3rd optical separation means between the parallel lens 87 and a condenser lens 91, and are constituted. The piezoelectric devices 89, such as PZT, paste up a half mirror 88 on a flank, and the oscillation has become possible in the direction of an optical axis. This piezoelectric device 89 vibrates a half mirror 88 in the direction of an optical axis by a driving signal being impressed from an actuator 34.

[0081] The most passes a half mirror 88 and a half mirror 90, is condensed with a condenser lens 91, and incidence of the low coherence light made into parallel light with the parallel lens 87 is carried out to incidence end-face 22a of an optical fiber 22 as an observation light. On the other hand, reflective separation is carried out by the half mirror 90, it is again reflected by the half mirror 88, a half mirror 90 is passed, it is condensed with a condenser lens 91, and incidence of a part of low coherence light is carried out to incidence end-face 22a of an optical fiber 22 as a reference beam.

[0082] At this time, an actuator 34 drives a piezoelectric device 89 by control of a control section 33 so that the optical-path-length difference of observation light and a reference beam may be in agreement, and a half mirror 88 vibrates in the direction of an optical axis. Thereby, optical-path-length difference

generation section 71G can adjust the optical-path-length difference of a reference beam and observation light.

[0083] Moreover, as shown in drawing 23, as for optical-path-length difference generation section 71H, low coherence light is separated by the optical coupler 73 with observation light and a reference beam like the above-mentioned optical-path-length difference generation section 71A. And it is made parallel light by one head side edge side 72A to reference beam side lens 74a of an optical fiber 72, it is condensed by reference beam side lens 78a, and the separated reference beam is condensed by incidence end-face 22A of an optical fiber 22. On the other hand, the separated observation light is transmitted to the optical fiber 22 by which optical coupling is carried out to the optical coupler 79 from the other side of an optical fiber 72. The piezoelectric devices 81, such as a PZT component, are formed and light modulation of the other side of this optical fiber 72 is carried out by this piezoelectric device 81.

[0084] The optical path to these light coupler 73 - the optical coupler 79 is formed in die length whose optical-path-length difference of observation light and a reference beam corresponds. Thereby, optical-path-length difference generation section 71H can adjust an optical-path-length difference so that the optical-path-length difference of a reference beam and observation light may be in agreement.

[0085] (Gestalt of the 4th operation) The outline block diagram in which drawing 24 and drawing 25 start the gestalt of operation of the 4th of this invention, and drawing 24 shows the optical imaging instrument of the gestalt of operation of the 4th of this invention, and drawing 25 are the head side block diagrams of the optical probe of drawing 24. The optical-path-length difference generation section is prepared in the head side of the optical probe 9, and the gestalt of operation of \*\*\*\* 4 constitutes it. Since the other configuration is the same as that of the gestalt of implementation of the above 1st almost, it omits explanation, and it attaches and explains the same sign to the same configuration.

[0086] That is, as shown in drawing 24, optical imaging instrument 3D of the gestalt of operation of \*\*\*\* 4 forms the optical-path-length difference generation section 100 in the head side of the optical probe 9, and is constituted. The light-scanning unit 101 prepared in the head side of the optical probe 9 as shown in drawing 25 forms the forward/backward moving forward/backward moving half mirror 102 and a half mirror 103 in the direction of an optical axis as the optical-path-length difference generation section 100, and consists of parallel lenses 57 before a condenser lens 26. The piezoelectric device 104 has pasted up the forward/backward moving half mirror 102. This piezoelectric device 104 makes the forward/backward moving of the half mirror 102 carry out in the direction of an optical axis by a driving signal being impressed from an actuator 34.

[0087] By making the separated reference beam go twice between the forward/backward moving half mirror 102 and a half mirror 103, the gestalt of this operation adjusts an optical-path-length difference so that it may be in agreement.

[0088] Thus, as the gestalt of implementation of the above 1st explained optical IMEJIN equipment 3D constituted, the low coherence light from the low coherence light source 21 is transmitted to the optical fiber 25 in the optical probe 9. Low coherence light transmitted to head side edge side 25a of an optical fiber 25 is made into parallel light with the parallel lens 57 like light-scanning unit 36B explained with the gestalt of implementation of the above 1st. And the great portion of low coherence light made into this parallel light passes the forward/backward moving half mirror 102 and a half mirror 103, and it is condensed by the object part of analyte 8 with the focus of an objective lens 26 as an observation light.

[0089] And a part of reflected light of the object part of the analyte 8 from the focus and scattered light pass along the above-mentioned optical path as a return observation light, and it returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment again. On the other hand, the forward/backward moving half mirror 102 is passed, reflective separation is carried out by the half mirror 103, and a part of low coherence light made into parallel light turns into a return reference beam. And it is reflected by the forward/backward moving half mirror 102, is further reflected by the half mirror 103, incidence is again carried out to head side edge side 25a of an optical fiber 25, and it returns to the optical coupler 23 side of the body 10 of equipment.

[0090] At this time, optical-path-length difference  $2\Delta L$  of observation light and a reference beam

becomes the twice to the object part of a half mirror 103 - analyte 8. Moreover, the optical path length of the return reference beam in the forward/backward moving half mirror 102 - a half mirror 103 is set to  $2\Delta L_r$ . And in order to cancel optical-path-length difference  $2\Delta L$  of observation light and a reference beam, a piezoelectric device 103 drives an actuator 34 by control of a control section 33 so that it may be set to  $2\Delta L = 2\Delta L_r$ , and forward/backward moving is carried out in the direction of an optical axis.

[0091] Therefore, the optical-path-length difference generation section 100 can be adjusted so that the optical-path-length difference of observation light and a reference beam may be in agreement. Consequently, optical imaging instrument 3D of the gestalt of this operation acquires the same effectiveness as the gestalt of implementation of the above 1st.

[0092] (Gestalt of the 5th operation) The outline block diagram in which drawing 26 and drawing 27 start the gestalt of operation of the 5th of this invention, and drawing 26 shows the optical imaging instrument of the gestalt of operation of the 5th of this invention, and drawing 27 are the block diagrams of the optical-path-length difference generation section of drawing 26. The low coherence light source constitutes the gestalt of operation of \*\*\*\* 5 so that it may serve as the 2nd optical separation means. Since the other configuration is the same as that of the gestalt of implementation of the above 1st almost, it omits explanation, and it attaches and explains the same sign to the same configuration.

[0093] That is, as shown in drawing 26, optical imaging instrument 3E of the gestalt of operation of \*\*\*\* 5 establishes the low coherence light source 121 which serves as the 2nd optical separation means, and is constituted. This low coherence light source 121 has covered the feed zone of low coherence light with the barrier layer of a high refractive index, makes an optical fiber 22 insert in this part, and is constituted. If return light carries out optical coupling of this low coherence light source 121 to a barrier layer, it has the property by which outgoing radiation is carried out from an other-end side.

[0094] Optical imaging instrument 3E of the gestalt of this operation has the optical probe 9 of the same configuration as the gestalt of implementation of the above 1st explained, and reflective separation of a part of low coherence light is carried out by head side edge side 25a of the optical fiber 25 in the optical probe 9, and it returns to the low coherence light source 121 side of the body 10 of equipment again as a return reference beam.

[0095] Moreover, optical imaging instrument 3E of the gestalt of this operation prepares and constitutes the optical-path-length difference generation section 122. This optical-path-length difference generation section 122 consists of two half mirrors 122a and 122b, as shown in drawing 27.

[0096] Thus, incidence of the low coherence light generated in the low coherence light source 121 is carried out to the end of an optical fiber 22, and optical imaging instrument 3E constituted is transmitted to the optical fiber 25 in the optical probe 9 through the optical connector section 20. And by head side edge side 25a of the optical fiber 25 in the optical probe 9, reflective separation is carried out and a part of low coherence light returns to the low coherence light source 121 side of the body 10 of equipment again as a return reference beam.

[0097] By this low coherence light source 121, optical coupling of the return observation light and the return reference beam which returned to the low coherence light source 121 side is carried out to a barrier layer, and outgoing radiation is carried out from an other-end side. The return observation light and the return reference beam by which outgoing radiation was carried out from the other-end side of the low coherence light source 121 are adjusted so that an optical-path-length difference may be in agreement in the optical-path-length difference generation section 122. At this time, return observation light passes half mirrors 122a and 122b, and is transmitted to the photodetection section 32.

[0098] On the other hand, a return reference beam passes half mirror 122a, it is reflected by half mirror 122b, is again reflected by half mirror 122a toward half mirror 122a, and it passes half mirror 122b, and is transmitted to the photodetection section 32. At this time, the optical path length of the return reference beam in half mirror 122a - half mirror 122b is set to  $2\Delta L_r$ . Optical-path-length  $2\Delta L_r$  of this return reference beam is in agreement with optical-path-length difference  $2\Delta L$  of observation light and a reference beam.



[0099] And after the polarization condition has been mostly in agreement by the optical path from the half mirror 1222b side, it interferes in the reference beam and observation light with these almost equal optical path lengths, and they are received in the photodetection section 32. Consequently, in addition to acquiring the same effectiveness as the gestalt of implementation of the above 1st, since the low coherence light source 121 serves as the 2nd optical coupler, optical imaging instrument 3E of the gestalt of operation of \*\*\*\* 5 can be miniaturized.

[0100] (Gestalt of the 6th operation) The block diagram of the optical-path-length difference generation section of drawing 28 and drawing 30 of the outline block diagram in which drawing 28 thru/or drawing 30 start the gestalt of operation of the 6th of this invention, and drawing 28 shows the optical imaging instrument of the gestalt of operation of the 6th of this invention, and drawing 29 are the enlarged drawings by the side of the optical-path head of the optical-path-length difference generation section of drawing 29. The gestalt of operation of \*\*\*\* 6 establishes and constitutes the optical system to the low coherence light source, the 2nd optical tee, the optical-path-length difference generation section, and the photodetection section inside an optical end-of-the-probe side. Since the other configuration is the same as that of the gestalt of implementation of the above 1st almost, it omits explanation, and it attaches and explains the same sign to the same configuration.

[0101] That is, as shown in drawing 28, the optical imaging instrument of the gestalt of operation of \*\*\*\* 6 forms the optical unit 150 which prepared the optical system to the low coherence light source, the 2nd optical tee, the optical-path-length difference generation section, and the photodetection section in the head side of optical probe 9D, and is constituted. With the gestalt of this operation, the optical unit 150 is formed in one in the optical way by LN (LiNbO<sub>3</sub> crystal) waveguide.

[0102] The cable 151 in which the optical unit 150 inserts optical probe 9D has extended. The power-source line and signal line which do not illustrate this cable 151 are arranged. XY reflective mirror scan 152 which performs a horizontal scanning is formed from the optical unit 150 by the head side, and the horizontal scanning of the observation light by which outgoing radiation is carried out from the optical unit 150 is carried out. The observation light by which the horizontal scanning was carried out is condensed by the object part of analyte 8 through an observation port 154 with a condenser lens 153 with this XY reflective mirror scan 152. And a part of reflected light of the analyte from the focus and scattered light pass along the above-mentioned optical path as a return observation light, and it returns to the optical unit 150 side again.

[0103] Next, the optical unit 150 is explained using drawing 29 and drawing 30. As shown in drawing 29, incidence of the low coherence light from the low coherence light source 21 is carried out to an optical path 161, and the optical unit 150 is transmitted to an optical path 164 through the 2nd intermediate optical coupler 162.

[0104] The optical path 161 is combined with the 2nd optical coupler 162 as optically as an optical path 163. Therefore, with this optical coupler 162, the return light from analyte branches to an optical path 163, and low coherence light is transmitted to the photodetection section 32 side. Moreover, the optical path 161 is combined with the 2nd optical coupler 162 as optically as an optical path 165. The termination of this optical path 165 provides the nonreflective termination 166, such as a resistance plate, so that a standing wave may not occur in an optical path.

[0105] As for the low coherence light transmitted to head side edge side 164a of an optical path 164 as shown in drawing 30, outgoing radiation of that most is carried out as an observation light from this head side edge side 164a. And as mentioned above, after the horizontal scanning of the observation light by which outgoing radiation was carried out from the optical unit 150 is carried out with XY reflective mirror scan 152, it is condensed by the object part of analyte 8 through an observation port 154 through an observation port 154 with a condenser lens 153.

[0106] And a part of reflected light of the analyte from the focus and scattered light pass along the above-mentioned optical path as a return observation light, and it returns to the optical 2nd [ in the optical unit 150 ] coupler 162 side again. On the other hand, reflective separation is carried out by head side edge side 164a as 1st optical separation means, and a part of low coherence light transmitted to head side edge



side 164a of an optical path 164 returns to the optical 2nd [ in the optical unit 150 ] coupler 162 side again. [0107] And the return observation light and the return reference beam which returned to the optical 2nd coupler 162 side branch to an optical path 163 with this 2nd optical coupler 162, and are transmitted to the optical-path-length difference generation section 170 from the optical coupler 167 as 3rd optical separation means.

[0108] As for this optical-path-length difference generation section 170, the optical path 171,173 is optically combined with the optical coupler 167. These optical paths 171,173 are formed in die length whose optical-path-length difference of a reference beam and observation light corresponds. Therefore, the optical-path-length difference generation section 170 is adjusted so that the optical-path-length difference of observation light and a reference beam may be in agreement.

[0109] It is transmitted to the head side edge side of an optical path 171, it is reflected by the reference beam side mirror 172 prepared in the edge of this head side edge side, and a return reference beam returns to the optical coupler 167 side. On the other hand, it is transmitted to the head side edge side of an optical path 173, it is reflected by the observation light side mirror 174 prepared in the edge of this head side edge side, and return observation light returns to the optical coupler 167 side.

[0110] And it interferes in the reference beam and observation light with these equal optical path lengths by the optical path from the optical coupler 167, and they transmit the optical path 175 optically combined with this optical coupler 167, and are received in the photodetection section 32. The photodetection section 32 carries out photo electric translation of the interference light to an interference electrical signal, and this interference electrical signal by which photo electric translation was carried out is outputted to the signal-processing section 35 through the signal line in a cable 151.

[0111] Consequently, since the optical imaging instrument of the gestalt of operation of \*\*\*\* 6 prepares and constitutes the optical unit 150 which formed the optical way in the interior of a head optical probe 9D side in one in addition to acquiring the same effectiveness as the gestalt of implementation of the above 1st, it can realize much more miniaturization.

[0112] In addition, deformation implementation is variously possible for this invention in the range which is not limited only to the gestalt of the operation described above and does not deviate from the summary of invention.

[0113] [Additional remark]

(Additional remark term 1) The low coherence light from the low coherence light source is condensed to analyte. In the optical imaging instrument which has the body of equipment which builds the tomogram for analyte from the insertion section which incorporates the return light from this analyte, and the return light which connected and incorporated this insertion section The optical means of communication which the low coherence light generated in said low coherence light source is made to transmit, and is irradiated to analyte, In order to provide an optical separation means to divide said low coherence light into observation light and a reference beam and to double the polarization condition of said observation light and reference beam The optical imaging instrument characterized by establishing said optical separation means between the termination of said interior of an optical means of communication, or said optical means of communication, or said optical means of communication and analyte.

[0114] (Additional remark term 2) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 to which the observation light separated with said optical separation means and a reference beam are characterized by having the same optical axis in at least said interior of an optical means of communication, or the part between said optical means of communication and analytes.

[0115] (Additional remark term 3) It has the optical interference means in which the return observation light by dispersion or echo and said reference beam of said observation light from analyte are made to interfere. An optical imaging instrument given in the additional remark term 1 to which the observation light separated with said optical separation means and a reference beam are characterized by having the same optical axis [ before / at least / a part of / said interference means ] while said interior of an optical means of communication, or said optical means of communication and analyte.

[0116] (Additional remark term 4) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1

characterized by establishing an optical-path-length difference generation means to generate the optical-path-length difference of said observation light and said reference beam.

(Additional remark term 5) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by establishing the 2nd optical separation means which divides said low coherence light into observation light and a reference beam between said low coherence light sources and said optical means of communication.

[0117] (Additional remark term 6) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by said optical means of communication being an optical fiber.

(Additional remark term 7) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by said optical separation means being a half mirror.

[0118] (Additional remark term 8) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by said optical means of communication being optical waveguide.

(Additional remark term 9) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by having given the reflective film to the termination side of said optical means of communication.

[0119] (Additional remark term 10) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by preparing a photodetection means to detect said return observation light, and said low coherence light source in the exterior of said insertion section.

(Additional remark term 11) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by preparing a photodetection means to detect said return observation light, and said low coherence light source in the interior of said insertion section.

[0120] (Additional remark term 12) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by the ability of said insertion section to connect with a part including said low coherence light source free [ attachment and detachment ].

(Additional remark term 13) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by having at least one light modulation means.

[0121] (Additional remark term 14) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by having a light-scanning means to make the location of light irradiated to analyte scan on the analyte section.

(Additional remark term 15) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by establishing a condensing means to condense exposure light, between said optical means of communication and analytes.

[0122] (Additional remark term 16) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by having the optical attenuating means which decreases the amount of transmitted lights.

(Additional remark term 17) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by having at least one plane-of-polarization revolution component.

(Additional remark term 18) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by having an optical distribution adjustment means.

[0123] (Additional remark term 19) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by the ability of said insertion section to insert into a coelome.

(Additional remark term 20) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by said insertion section being an endoscope.

(Additional remark term 21) Optical imaging instrument given in the additional remark term 1 characterized by said insertion section being the probe which can be inserted into the channel of an endoscope.

[0124] (Additional remark term 22) Optical imaging instrument given in the additional remark term 4 characterized by establishing said optical-path-length difference generation means between said optical means of communication and said analytes.

(Additional remark term 23) Optical imaging instrument given in the additional remark term 5 characterized by establishing an optical-path-length difference generation means to generate the

optical-path-length difference of said observation light and said reference beam, between a photodetection means to detect said return observation light, and said 2nd optical separation means.

[0125] (Additional remark term 24) Optical imaging instrument given in the additional remark term 6 characterized by said optical separation means being the end face of said optical fiber.

(Additional remark term 25) Optical imaging instrument given in the additional remark term 7 characterized by preparing said half mirror between said optical means of communication and said analytes.

[0126] (Additional remark term 26) Said optical attenuating means is an optical imaging instrument given in the additional remark term 16 characterized by said optical damping factor being adjustable.

(Additional remark term 27) Said optical attenuating means is an optical imaging instrument given in the additional remark term 16 characterized by attenuating the reinforcement of a reference beam.

[0127] (Additional remark term 28) Optical imaging instrument given in the additional remark term 22 to which said optical-path-length difference generation means and said optical separation means are characterized by having the same common member at least.

(Additional remark term 29) Optical imaging instrument given in the additional remark term 23 characterized by arranging said low coherence light source, said 2nd optical separation means, and said optical-path-length difference generation means on the same optical axis.

[0128] (Additional remark term 30) Said optical-path-length difference generation means is an optical imaging instrument given in the additional remark term 23 characterized by constituting from the 1st optical-path-length difference generation optical path separated with the 3rd optical separation means and this 3rd optical separation means, and the 2nd optical-path-length difference generation optical path with the optical path length longer than this 1st optical-path-length difference generation optical path.

[0129] (Additional remark term 31) Optical imaging instrument given in the additional remark term 29 characterized by said 2nd optical separation means being said low coherence light source.

(Additional remark term 32) Optical imaging instrument given in the additional remark term 30 characterized by said 1st optical-path-length difference generation optical path and said 2nd optical-path-length difference generation optical path being optical fibers.

[0130] (Additional remark term 33) Optical imaging instrument given in the additional remark term 30 to which said photodetection means is characterized by detecting the return observation light which passed said 1st optical-path-length difference generation optical path among the light which passes said interference means, and the return light of the reference beam which passed said 2nd optical-path-length difference generation optical path.

[0131] (Additional remark term 34) Optical imaging instrument given in the additional remark term 30 to which said 3rd optical separation means is characterized by being a polarization beam splitter.

(Additional remark term 35) Optical imaging instrument given in the additional remark term 30 characterized by forming an optical-path-length adjustable means at least in one side of said 1st optical-path-length difference generation optical path and said 2nd optical-path-length difference generation optical path.

[0132] (Additional remark term 36) Optical imaging instrument given in the additional remark term 32 characterized by said optical fiber being a plane-of-polarization preservation fiber.

(Additional remark term 37) Said polarization beam splitter is an optical imaging instrument given in the additional remark term 34 characterized by being prepared so that all the observation light may be led to said 1st optical-path-length difference generation optical path and all the reference beams may be led to said 2nd optical-path-length difference generation optical path.

[0133] (Additional remark term 38) Optical imaging instrument given in the additional remark term 34 characterized by preparing a plane-of-polarization revolution component at least in one side of said 1st optical-path-length difference generation optical path and said 2nd optical-path-length difference generation optical path.

(Additional remark term 39) Optical imaging instrument given in the additional remark term 35 characterized by said optical-path-length adjustable means being an optical-path-length scanner.

[0134]

[Effect of the Invention] As explained above, also when an optical probe is exchanged and used according to this invention, without being influenced by change of a polarization condition, an optical imaging instrument with easy optical-path-length adjustment can be realized.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2003-172690  
(P2003-172690A)

(43) 公開日 平成15年6月20日(2003.6.20)

(51) IntCl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード(参考)
G 0 1 N 21/17	6 2 0	G 0 1 N 21/17	6 2 0 2 G 0 5 9
A 6 1 B 10/00		A 6 1 B 10/00	E

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2001-374702(P2001-374702)

(22) 出願日 平成13年12月7日(2001.12.7)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 石原 康成

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 平田 唯史

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

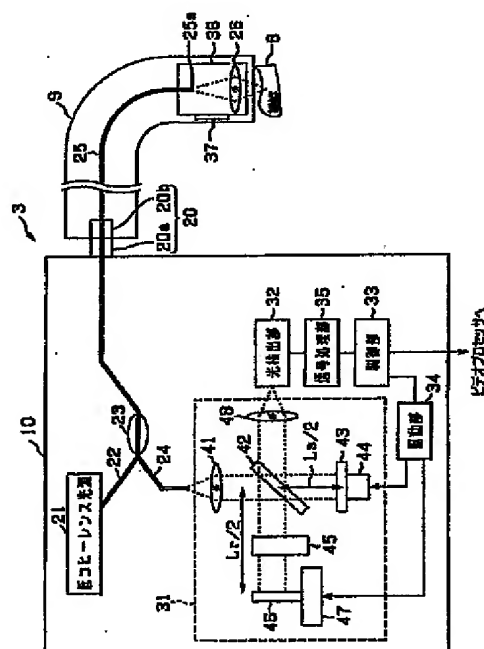
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 偏光状態の変化に影響されること無く、光プローブを交換して使用した場合にも、光路長調整が容易な光イメージング装置を実現する。

【解決手段】 光イメージング装置3は、装置本体10の低コヒーレンス光源21で発生した低コヒーレンス光を光ファイバ22から光コネクタ部20を介して光プローブ9の光ファイバ25に伝達する。この光ファイバ25の先端側端面25aに伝達された低コヒーレンス光は、その大部分が観察光として光プローブ9の先端側に配設された対物レンズ26に伝達され、被検体8の目的部位に集光される。被検体8の目的部位の反射光及び散乱光の一部は、戻り観察光として再び装置本体10に戻る。一方、光ファイバ25の先端側端面25aに伝達された低コヒーレンス光の一部は、第1の光分離手段としての先端側端面25aで反射分離されて戻り参照光として、再び装置本体10に戻る。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 低コヒーレンス光源からの低コヒーレンス光を被検体に集光し、この被検体からの戻り光を取り込む挿入部及び、この挿入部を接続して取り込んだ戻り光から被検体の断層像を構築する装置本体を有する光イメージング装置において、

前記低コヒーレンス光源で発生した低コヒーレンス光を伝達させて被検体へ照射する光伝達手段と、

前記低コヒーレンス光を観察光と参照光とに分離する光分離手段と、

を具備し、前記観察光と参照光との偏光状態を合わせるために、前記光伝達手段内部又は前記光伝達手段の終端又は前記光伝達手段と被検体との間に前記光分離手段を設けたことを特徴とする光イメージング装置。

【請求項2】 前記光分離手段で分離された観察光と参照光とが、前記光伝達手段内部又は前記光伝達手段と被検体との間の少なくとも一部において、同一の光軸を有することを特徴とする請求項1に記載の光イメージング装置。

【請求項3】 被検体からの前記観察光の散乱又は反射による戻り観察光と前記参照光とを干渉させる光干渉手段を有し、

前記光分離手段で分離された観察光と参照光とが、前記光伝達手段内部又は前記光伝達手段と被検体との間で且つ、前記干渉手段の手前の少なくとも一部において、同一の光軸を有することを特徴とする請求項1に記載の光イメージング装置。

【請求項4】 前記観察光と前記参照光との光路長差を生成する光路長差生成手段を設けたことを特徴とする請求項1に記載の光イメージング装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体に低コヒーレンス光を集光し、その被検体からの戻り光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、OCT (Optical Coherence Tomography) と呼ばれる光イメージング装置は、広く用いられている。上記光イメージング装置は、光源で発生した低コヒーレンスの光を被検体に集光し、その際焦点位置を走査することで、その被検体からの戻り光の情報から被検体内部の断層像を構築するものである。

【0003】このような光イメージング装置は、例えば、特開平11-72431号公報に記載されているように、低コヒーレンス光源からの低コヒーレンス光を被検体に集光し、この被検体からの戻り光を取り込む挿入部及び、この挿入部を接続して取り込んだ戻り光から被検体の断層像を構築する装置本体を有するものが提案されている。

【0004】従来の光イメージング装置の光学系は、低コヒーレンス光源で発生した低コヒーレンス光を光分離手段で観察光と参照光とに分離し、この分離した観察光を被検体に対して走査して被検体に集光する。そして、その焦点からの被検体の反射光及び散乱光の一部は、戻り観察光として上記光路を通り、再び光分離手段側に戻るようになっている。

【0005】一方、光分離手段で分離した参照光は、参照光伝達手段で反射され、再び光分離手段側に戻される。このとき、参照光は、観察光の光路長に対して殆ど等しくなるように光路長を調整される。そして、これら光路長が殆ど等しい戻り参照光と被検体側からの戻り観察光とは干渉し、光検出手段である光検出器で検出されるようになっている。この検出器の出力は、復調されて干渉した光の信号が抽出される。抽出された光の信号は、デジタル信号に変換された後、信号処理されて断層像に対応した画像データが生成される。そして、生成された画像データは、モニタにて被検体の断層画像として表示されるようになっている。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記従来の光イメージング装置は、観察光と参照光との光路が別々であったため、これら観察光と参照光とが干渉する際に、互いの偏光状態が変わってしまい、干渉光の強度が、それぞれの偏光状態の変化によって変わってしまうという問題があった。

【0007】また、上記従来の光イメージング装置は、挿入部を装置本体から交換した際、個体差又は種類の違いにより、挿入部での光路長が大きく変わってしまうと、参照光光路の光路長調整が困難であった。

【0008】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、偏光状態の変化に影響されることなく、挿入部を交換して使用した場合にも、光路長調整が容易な光イメージング装置を提供することを目的とする。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】本発明の請求項1は、低コヒーレンス光源からの低コヒーレンス光を被検体に集光し、この被検体からの戻り光を取り込む挿入部及び、この挿入部を接続して取り込んだ戻り光から被検体の断層像を構築する装置本体を有する光イメージング装置において、前記低コヒーレンス光源で発生した低コヒーレンス光を伝達させて被検体へ照射する光伝達手段と、前記低コヒーレンス光を観察光と参照光とに分離する光分離手段と、を具備し、前記観察光と参照光との偏光状態を合わせるために、前記光伝達手段内部又は前記光伝達手段の終端又は前記光伝達手段と被検体との間に前記光分離手段を設けたことを特徴としている。また、本発明の請求項2は、請求項1の光イメージング装置において、前記光分離手段で分離された観察光と参照光とが、前記光伝達手段内部又は前記光伝達手段と被検体との間

の少なくとも一部において、同一の光軸を有することを特徴としている。また、本発明の請求項3は、請求項1の光イメージング装置において、被検体からの前記観察光の散乱又は反射による戻り観察光と前記参照光とを干渉させる光干渉手段を有し、前記光分離手段で分離された観察光と参照光とが、前記光伝達手段内部又は前記光伝達手段と被検体との間で且つ、前記干渉手段の手前の少なくとも一部において、同一の光軸を有することを特徴としている。また、本発明の請求項4は、請求項1の光イメージング装置において、前記観察光と前記参照光との光路長差を生成する光路長差生成手段を設けたことを特徴としている。この構成により、偏光状態の変化に影響されることなく、挿入部を交換して使用した場合にも、光路長調整が容易な光イメージング装置を実現する。

#### 【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第1の実施の形態）図1ないし図10は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態を備えた光イメージングシステムを示す構成図、図2は本発明の第1の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図、図3は図2の光イメージング装置の詳細構成図、図4は図3の光プローブの先端側構成図、図5は図4の第1の変形例を示す光プローブの先端側構成図、図6は図4の第2の変形例を示す光プローブの先端側構成図、図7は光路長差生成部の変形例を示す構成図、図8は図7のフィルタ回転台を示す説明図、図9は分散調整部の変形例を示す構成図、図10は第1の光分離手段の変形例を示す光プローブの先端側構成図、図11は図4の第3の変形例を示す光プローブの先端側構成図、図12は図11の概略拡大図である。

【0011】図1に示すように本発明の第1の実施の形態を備えた光イメージングシステム1は、内視鏡装置2と光イメージング装置3とから構成される。尚、本実施の形態の光イメージングシステム1は、内視鏡装置2と組み合わさるように構成しているが、光イメージング装置3のみでもシステムを構成可能である。

【0012】内視鏡装置2は、図示しない撮像手段を備えた電子内視鏡（以下、内視鏡）4にユニバーサルケーブル5を介して内視鏡用光源装置6及びビデオプロセッサ7を着脱自在に接続して構成される。

【0013】光イメージング装置3は、生体内に挿入可能な可撓性を有し、後述の低コヒーレンス光源からの低コヒーレンス光を被検体8の目的部位に対し集光する挿入部としての光プローブ9と、この光プローブ9を着脱自在に接続し、被検体8の目的部位からの戻り光から被検体8の断層像を構築する装置本体10とから構成される。

【0014】内視鏡4は、体腔内に挿入可能な細長の挿

入部11を有し、この挿入部11の後端に太幅の操作部12が設けてある。内視鏡4は、この挿入部11の後端付近に鉗子挿通口13が設けてあり、この鉗子挿通口13はその内部で鉗子挿通用チャンネル14と連通している。

【0015】内視鏡4は、この挿入部11内に図示しないライトガイドが挿通されている。このライトガイドは、ユニバーサルケーブル5を挿通し、内視鏡用光源装置6から照明光を伝達されて挿入部11の先端部に設けた照明窓から患部等の被検体を照明するようになっている。また、内視鏡4は、照明窓に隣接した取り付けられた観察窓に図示しない対物光学系及び撮像装置が設けられ、照明された患部等の被検体像を撮像するようになっている。内視鏡4の撮像装置からの撮像信号は、ユニバーサルケーブル5を挿通する図示しない信号線を介してビデオプロセッサ7へ伝達されるようになっている。そして、ビデオプロセッサ7は、伝達された撮像信号を信号処理し、モニタ15に伝達して内視鏡画像15aを表示させるようになっている。

【0016】光イメージングシステム1は、光イメージング装置3を構成する光プローブ8が内視鏡装置2を構成する内視鏡4の鉗子挿通口13から鉗子挿通用チャンネル14を経てその先端開口からプローブ先端側を突出させて用いるようになっている。そして、光イメージングシステム1は、内視鏡4の観察下で、患部等の被検体の目的部位に対して光プローブ8により、低コヒーレンス光を照射してその目的部位の断層画像データを得、モニタ15の表示面にOCT像15bを表示できるようになっている。

【0017】光イメージング装置3は、図2に示すように光プローブ9のプローブ側光コネクタ部20bが装置本体10の本体側光コネクタ部20aに着脱自在に接続可能であり、光プローブ9が装置本体10に対して交換可能な構成となっている。

【0018】装置本体10は、超高輝度発光ダイオード（スーパーluminescentダイオード以下、SLDと略記）等の低コヒーレンス光源21を有する。この低コヒーレンス光源で発生する低コヒーレンス光は、その波長が例えば1310nmで、その可干渉距離が例えば17μm程度であるような短い距離範囲のみで干渉性を示す低干渉性の特徴を備えている。つまり、この低コヒーレンス光は、例えば2つに分離された後、再び混合された場合、分離した点から混合した点までの2つの光路長の差が17μm程度の短い距離範囲内にあるとき、干渉した光として検出され、それより光路長が大きいとき干渉しない特性を示す。

【0019】この低コヒーレンス光は、低コヒーレンス光源21からシングルモードファイバ（以下、単に光ファイバ）22の一端に入射され、他方の端面（先端側端面）側に伝達されるようになっている。この光ファイバ



22は、途中の第2の光分離手段としての光カップラ23で光ファイバ24と光学的に結合されている。従って、この光カップラ23で低コヒーレンス光は、被検体からの戻り光が光ファイバ24へ分岐されて後述の光検出部側へ伝達されるようになっている。尚、装置本体10は、光カップラ23を用いずに、被検体からの戻り光が光ファイバ24へ分岐されるように構成しても良い。

【0020】光ファイバ22の（光カップラ23より）先端側に伝達された低コヒーレンス光は、本体側光コネクタ部20aにプローブ側光コネクタ部20bが接続され、これら光コネクタ部20を介して光プローブ9へ伝達されるようになっている。

【0021】光プローブ9へ伝達された低コヒーレンス光は、プローブ側光コネクタ部20bから延設する光ファイバ25の他方の端面（先端側端面）25a側に伝達される。この光ファイバ25の先端側端面25aに伝達された低コヒーレンス光は、その大部分が観察光として光プローブ9の先端側に配設された対物レンズ26に伝達され、この対物レンズ26によりその焦点で被検体8の目的部位に集光される。そして、その焦点からの被検体8の目的部位の反射光及び散乱光の一部は、戻り観察光として上記光路を通り、再び装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。

【0022】一方、光ファイバ25の先端側端面25aに伝達された低コヒーレンス光の一部は、後述する第1の光分離手段としての先端側端面25aで反射分離されて戻り参照光として、再び装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。そして、光カップラ23側に戻った戻り観察光と戻り参照光とは、この光カップラ23で光ファイバ24へ分岐されて、この光ファイバ24の先端側端面へ伝達される。

【0023】この光ファイバ24の先端側端面に伝達された戻り観察光と戻り参照光とは、これらの光路長差が一致するように光路長差生成部31で光路長を調整される。このとき、光路長差生成部31は、光検出部32からの信号に同期して制御部33で制御される駆動部34により、光路長の調整が行われるようになっている。

【0024】そして、これら光路長が等しい参照光と観察光とは、光路長差生成部31の光路内で干渉される。この干渉光は、フォトダイオード等の光検出部32で受光されるようになっている。光検出部32は、干渉光を干渉電気信号に光電変換し、この光電変換された干渉電気信号は、アンプ等で増幅されて信号処理部35に入力される。信号処理部35は、入力された干渉電気信号を観察光の信号部分のみを抽出する復調処理を行い、A/D変換して、デジタル信号を制御部33へ出力する。

【0025】制御部33は、入力されたデジタル信号から断層像に対応した画像データを生成する。そして、生成された画像データは、ビデオプロセッサ6を介してモニタ15に出力され、この表示画面に被検体8のOCT

像15bが表示されるようになっている。

【0026】次に、図3及び図4を用いて光イメージング装置3の詳細構成を説明する。先ず、光プローブ9の先端側の構成を説明する。図3及び図4に示すように対物レンズ26及び光ファイバ25の先端側端面25aは、光走査ユニット36に一体的に設けられている。この光走査ユニット36は、光走査手段としてPZT素子等のアクチュエータ37が設けられており、被検体8の目的部位に対して二次元走査（XY走査）が行われると共に、光軸方向（Z軸方向）に進退動され、被検体8の目的部位に対して深部方向に垂直走査が行われるようになっている。このアクチュエータ37は、駆動部34により駆動されるようになっている。

【0027】一方、第1の光分離手段として光ファイバ25の先端側端面25aは、伝達された低コヒーレンス光の一部を戻り参照光として反射分離するようになっている。このことにより、光ファイバ25の先端側端面25aに入射される戻り観察光と、光ファイバ25の先端側端面25aで反射分離される戻り参照光とは、 $2 \times \Delta L$ の光路長差となる。この戻り観察光と戻り参照光との光路長差が一致するように光路長差生成部31は、光路長を調整するようになっている。

【0028】次に、光路長差生成部31について説明する。上述したように光ファイバ24の先端側端面に伝達された戻り観察光と戻り参照光とは、光路長差生成部31の平行レンズ41で平行光にされ、第3の光分離手段であるハーフミラー42で観察光と参照光とに分離される。

【0029】ハーフミラー42で分離された戻り観察光は、観察光側反射ミラー43に入射される。観察光側反射ミラー43は、この下部側に光変調手段として圧電素子44が接着されている。この圧電素子44は、駆動部34から駆動信号が印加されることで、観察光側反射ミラー43を光軸方向に振動させるようになっている。この観察光側反射ミラー43に入射される観察光は、光変調されて反射され、再びハーフミラー42側に戻るようになっている。

【0030】一方、ハーフミラー42で分離された戻り参照光は、光分散調整手段として光分散調整部45で分散調整され、光軸方向に進退動可能な参照光側反射ミラー46で反射されて、再びハーフミラー42側に戻るようになっている。この参照光側反射ミラー46は、光軸方向に進退動可能な参照光側ステージ47に設けられ、参照光の光路長を調整されるようになっている。

【0031】この参照光側ステージ47は、駆動部34により駆動され、全観察光路の光路長と、全参照光路の光路長とが一致するように光軸方向に進退動されるようになっている。更に、具体的には、ハーフミラー42～参照光側反射ミラー46との光路長は、 $L_r/2$ となる。また、ハーフミラー42～観察光側反射ミラー43

との光路長は、 $L_s/2$ となる。

【0032】制御部33は、上述した光プローブ9内の光ファイバ25の光路長差 $2 \times \Delta L$ を解消するために、参照光の光路長と観察光の光路長とが $L_r = L_s + 2 \Delta L$ となるよう駆動部34を駆動し、参照光側ステージ47は、光軸方向に進退動される。そして、これら光路長が殆ど等しい参照光と観察光とは、ハーフミラー42側からの光路で干渉するようになっている。つまり、ハーフミラー42は、第3の光分離手段であると共に、干渉手段を兼ねている。そして、この干渉光は、検出側集

光レンズ48で集光されて光検出部32で受光される。【0033】このことにより、本実施の形態では、低コヒーレンス光源21～光プローブ9の光ファイバ25の先端側端面25aまで観察光と参照光との光路が同一であるため、これら観察光と参照光との偏光状態がほぼ一致した状態で干渉し、干渉光の強度が偏光状態の変化によって変わることがなくなる。また、本実施の形態では、光プローブ9を交換して使用した場合にも、光路長調整が容易である。

【0034】このように構成される光イメージングシステム1は、上述したように光プローブ8が体腔内に挿入される内視鏡4の鉗子挿通口13から鉗子挿通用チャンネル14を経てその先端開口からプローブ先端側を突出させて用いられる。尚、光イメージングシステム1は、光イメージング装置3の光プローブ9を単独で体腔内等に挿入されて用いても良い。また、光イメージング装置3は、上記内視鏡等に一体化させて構成しても良い。更に光イメージング装置1は、他の観察手段や処置手段と併用して用いても良い。そして、光イメージング装置3は、被検体8の生体組織に対し、光プローブ9から低コ

ヒーレンス光を集光し、その生体組織の内部の断層画像データを得て、モニタ15の表示面にOCT像15bを表示する。【0035】ここで、光イメージング装置3は、被検体8や観察目的部位が異なるために、極端に長さの異なる光プローブ9を交換して使用する場合がある。上述したように光イメージング装置3は、低コヒーレンス光源21～光プローブ9の光ファイバ25の先端側端面25aまで観察光と参照光との光路が同一であるため、光プローブ9を交換して使用した場合にも、観察光と参照光との偏光状態がほぼ一致した状態で干渉し、干渉光の強度が偏光状態の変化によって変わることがなくなると共に、光路長調整が容易である。

【0036】この結果、本実施の形態の光イメージング装置3は、光プローブ9を交換して使用した場合にも、低コヒーレンス光の偏光状態に影響されることが無く、光路長調整が容易で確実にOCT断層像を得ることが可能である。

【0037】尚、図5に示すように光プローブ9内部の光ファイバ25は、第1の光分離手段である先端側端面

25aに反射被覆膜50を設けて構成しても良い。これにより、光ファイバ25の先端側端面25aから反射される戻り参照光は、より一層増加することができる。

【0038】また、図6に示すように光走査ユニット36Bは、光走査手段としてアクチュエータ37の代わりにXY反射ミラースキャン51を用いて水平走査を行うように構成しても良い。このXY反射ミラースキャン51は、集光レンズ26の先端側に設けられている。

【0039】そして、集光レンズ26からの観察光は、XY反射ミラースキャン51に入射し、このXY反射ミラースキャン51で被検体に対し、該当水平方向に走査される。ここで、観察光は、被検体に対し、Y走査ミラー51aでY方向に走査され、次に、X走査ミラー51bでX方向に走査される。尚、これらX走査ミラー51b、Y走査ミラー51aは、アクチュエータ37と同様に駆動部34により駆動されるようになっている。

【0040】そして、これらXY反射ミラースキャン51(51a、51b)で走査された観察光は、観察窓52を介して被検体8の目的部位に照射されるようになっている。この場合、観察光と参照光との光路長差 $2 \times \Delta L$ は、光ファイバ25の先端側端面25a～被検体8の目的部位までの光路の2倍となる。尚、XY反射ミラースキャン51(51a、51b)は、光軸方向(Z軸方向)に進退動させることで、被検体8の目的部位に対して深部方向に垂直走査を行うように構成しても良い。

【0041】また、図7及び図8に示すように光路長差生成部31は、光検出部32に入射する参照光が観察光に比べて強すぎる場合、ハーフミラー42と参照光側反射ミラー46との間に透過光量を減少させる光減衰手段として可変減光フィルタ53a～53fを設けたフィルタ回転台53を設けて構成しても良い。尚、このフィルタ回転台53は、駆動部34により駆動されるようになっている。これにより、光路長差生成部31は、参照光が観察光に比べて適切な強度となり、最適なOCT断層像を得ることが可能である。

【0042】また、光路長差生成部31は、図9に示すように光分散調整部45の代わりに、グレーティング54a、54b及びレンズ55a、55bを用いて構成しても良い。この場合、レンズ55aは、光軸方向に進退動可能なステージ56に設けられ、最適な分散調整が行われるように駆動部34により駆動されるようになっている。これにより、戻り参照光は、最適に分散調整されてハーフミラー42の光路から観察光と干渉することが可能となる。

【0043】また、図10に示すように第1の光分離手段として光ファイバ25の先端側端面25aで参照光を分離するのではなく、光ファイバ25の先端側端面25aから集光レンズ26までの間の光路で参照光を反射分離するように構成しても良い。光プローブ9の先端側に設けた光走査ユニット36Cは、光ファイバ25の先端

側端面25aから集光レンズ26までの間に平行レンズ57及びハーフミラー58を設けている。

【0044】光ファイバ25の先端側端面25aに伝達された低コヒーレンス光は、平行レンズ57で平行光にされる。そして、この平行光にされた低コヒーレンス光の大部分は、観察光としてハーフミラー58を通過して対物レンズ26の焦点で被検体8の目的部位に集光される。

【0045】そして、その焦点からの被検体8の目的部位の反射光及び散乱光の一部は、戻り観察光として上記光路を通り、再び装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。一方、平行光にされた低コヒーレンス光の一部は、ハーフミラー58で反射分離され、戻り参照光として再び光ファイバ25の先端側端面25aに入射し、装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。

【0046】このことにより、参照光と観察光との光路長差 $2 \times \Delta L$ は、ハーフミラー58～被検体8の目的部位間の2倍となり、上記図4で説明した光路長差よりも短くすることができる。従って、光路長差生成部31での光路長調整を短くでき、より一層、光路長調整が容易となる。

【0047】また、図11に示すように光プローブ9Bは、フレキシブルシャフト110内に光ファイバ25を挿通して回動走査するように構成しても良い。フレキシブルシャフト110は、この基端側が図示しない光ロータリジョイントで装置本体10と着脱自在に接続されている。この光ロータリジョイントは、非回転部と回転部とで光が伝達可能な結合を行うものである。

【0048】また、フレキシブルシャフト110は、光ファイバ25の先端側に勾配屈折率レンズ（GRIN lens；Gradient Index lens）111及びプリズム112が回動自在に接続される。即ち、光プローブ9Bは、光ロータリジョイントにより、フレキシブルシャフト110と勾配屈折率レンズ111及びプリズム112が被検体8の目的部位に対して $R\theta$ 方向に走査されるようになっている。

【0049】光ファイバ25の先端側端面25aに伝達された低コヒーレンス光は、勾配屈折率レンズ111及びプリズム112を通過して観察窓52に入射される。

【0050】そして、図12に示すように低コヒーレンス光の大部分は、観察光として観察窓52を通過して被検体8の目的部位に集光される。

【0051】そして、その焦点からの被検体8の目的部位の反射光及び散乱光の一部は、戻り観察光として上記光路を通り、再び装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。一方、低コヒーレンス光の一部は、観察窓52で反射分離されて戻り参照光となる。そして、上記光路を通り、再び装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。

【0052】このとき、観察光と参照光との光路長差 $2 \times \Delta L$ は、観察窓52～被検体8の目的部位までの2倍となる。このため、戻り参照光は、上述したように観察光との光路長差 $2 \times \Delta L$ が一致するように装置本体10内の光路長生成部31で光路長調整されるようになっている。従って、光プローブ9Bは、観察光と参照光との光路長差が一致するように調整できる。

【0053】（第2の実施の形態）図13及び図14は本発明の第2の実施の形態に係り、図13は本発明の第2の実施の形態の光イメージング装置を示す構成図、図14は図13の光プローブの先端側構成図である。本第2の実施の形態は、上記第1の実施の形態より参照光と観察光との偏光状態をより一致させるように構成する。それ以外の構成は、上記第1の実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0054】即ち、図13に示すように本第2の実施の形態の光イメージング装置3Bは、直線偏光の低コヒーレンス光を発生する直線偏光型低コヒーレンス光源（以下、低コヒーレンス光源）21Bを有して構成される。このコヒーレンス光源21Bで発生した直線偏光の低コヒーレンス光は、光ファイバ22の一端に入射され、上記第1の実施の形態と同様に光コネクタ部20を介して光プローブ9内の光ファイバ25の先端側端面25aまで伝達される。尚、本実施の形態で用いられる光カップラ23は、偏波面保存ファイバカップラである。

【0055】そして、図14に示すように光ファイバ25の先端側端面25aまで伝達された直線偏光の低コヒーレンス光は、先端側端面25aから出射され、集光レンズ26により被検体8の目的部位に集光され、この被検体8の目的部位の反射光及び散乱光の一部は、戻り観察光として上記光路を通り、再び装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。

【0056】ここで、光ファイバ25の先端側端面25aから出射される観察光は、この偏光面を、光走査ユニット36Dに設けたファラデーローテータ等の偏光面回転素子69により $\lambda/4$ 偏光されると共に、被検体8からの戻り観察光を $\lambda/4$ 偏光されて、合わせて $\lambda/2$ 偏光されるようになっている。一方、光ファイバ25の先端側端面25aに伝達された低コヒーレンス光の一部は、上記第1の実施の形態と同様に先端側端面25aで反射分離され、再び装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。そして、光カップラ23に戻った戻り観察光と戻り参照光とは、この光カップラ23で光ファイバ24へ分岐されて、光路長差生成部60へ伝達され、戻り観察光と戻り参照光との光路長差が一致するように光路長を調整されるようになっている。

【0057】伝達された戻り観察光と戻り参照光とは、光路長差生成部60の平行レンズ41で平行光にされ、第3の光分離手段である偏光ビームスプリッタ61で観

察光と参照光とに分離される。

【0058】分離された戻り参照光は、反射ミラー62で反射され、ハーフミラー64へ入射される。このとき、戻り参照光は、偏光ビームスプリッタ61と反射ミラー62との間に設けられた光路長差調整レンズ63により、観察光との光路長差が一致するように調整されるようになっている。

【0059】このとき、戻り観察光は、偏光ビームスプリッタ61と反射ミラー65との間に設けられた電気光学変調器(EOM; Electro-Optic Modulator)66で光変調されると共に、反射ミラー65とハーフミラー64との間に設けられた偏光面回転素子67で偏光面を $\lambda/2$ 偏光されるようになっている。このことにより、戻り観察光は、光プローブ9の先端側で偏光面回転素子67で $\lambda/2$ 偏光された後、光路長差生成部60で $\lambda/2$ 偏光されて、合わせて $\lambda$ 偏光される。

【0060】そして、これら戻り参照光と戻り観察光とは、ハーフミラー64で干渉する。この干渉光の一方は、検出側集光レンズ48aで集光され、光検出部32Aで受光される。また、この干渉光の他方は、検出側集光レンズ48bで集光され、光検出部32Bで受光される。

【0061】そして、光検出部32A、光検出部32Bは、それぞれ受光した光を電気信号に光電変換し、これら光電変換された電気信号は、減算器68で減算されて差分をとり、アンプ等で増幅されて信号処理部35に入力される。信号処理部35は、復調処理を行い、A/D変換してデジタル信号を制御部33へ出力する。

【0062】制御部33は、入力されたデジタル信号から断層像に対応した画像データを生成する。そして、生成された画像データは、ビデオプロセッサ6を介してモニタ15に出力され、この表示画面に被検体8のOCT像15bが表示される。この結果、本第2の実施の形態の光イメージング装置3Bは、上記第1の実施の形態よりも、偏光状態が完全に一致し光路長調整が容易で確実にOCT断層像を得ることが可能である。

【0063】(第3の実施の形態)図15ないし図23は本発明の第3の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図、図16ないし図23は図15の光路長差生成部の具体的な構成例を示し、図16は第1の光路長差生成部の構成図、図17は第2の光路長差生成部の構成図、図18は第3の光路長差生成部の構成図、図19は第4の光路長差生成部の構成図、図20は第5の光路長差生成部の構成図、図21は第6の光路長差生成部の構成図、図22は第7の光路長差生成部の構成図、図23は第8の光路長差生成部の構成図である。

【0064】上記第1、第2の実施の形態は、第2の光分離手段である光カップラ23と光検出部31との間に光路長差生成部を設けて構成しているが、本第3の実施

の形態は、光路長差生成部を低コヒーレンス光源21と第2の光分離手段である光カップラ23との間に設けて構成する。それ以外の構成は、上記第1の実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0065】即ち、図15に示すように本第3の実施の形態の光イメージング装置3Cは、光路長差生成部71を低コヒーレンス光源21と第2の光分離手段である光カップラ23との間に設けて構成される。低コヒーレンス光源21からの低コヒーレンス光は、光ファイバ72で伝達され、光路長差生成部71内の第3の光分離手段としての光カップラ73で観察光と参照光とに分離される。そして、観察光と参照光とは、これら光路長差を調整されて光ファイバ22を介して光プローブ9へ伝達されるようになっている。尚、光路長差生成部71は、上記第1の実施の形態で説明したのと同様に光カップラ23と光検出部31との間に設けて構成しても構わない。

【0066】以下、図16～図23を用いて本第3の実施の形態の光イメージング装置3Cに用いられる光路長差生成部71(71A～71H)を説明する。図16に示すように光路長差生成部71Aは、光ファイバ72で伝達される低コヒーレンス光が光カップラ73で観察光と参照光とに分離される。

【0067】分離された観察光は、光ファイバの一方の先端側端面72Bから観察光側レンズ74bで平行光にされ、観察光側反射ミラー43で反射されて、再び光カップラ73側に戻るようになっている。一方、分離された参照光は、光ファイバ72の一方の先端側端面72Aから参照光側レンズ74aで平行光にされ、参照光側反射ミラー46で反射されて、再び光カップラ73側に戻るようになっている。

【0068】この参照光側反射ミラー46は、光軸方向に振動可能な圧電素子75が接着されている。この圧電素子75は、駆動部34から駆動信号が印加されることで、参照光側反射ミラー46を光軸方向に振動させて、観察光との光路長差が一致するように調整するようになっている。また、参照光側反射ミラー46は、圧電素子75により振動することで、反射する参照光を光変調するようになっている。

【0069】そして、光カップラ73側に戻った戻り観察光と戻り参照光とは、この光カップラ73で光ファイバ22へ分岐されて、この光ファイバ22を介して光プローブ9へ伝達されるようになっている。これにより、光路長差生成部71Aは、参照光と観察光との光路長差が一致するように光路長差を調整している。

【0070】また、図17に示すように光路長差生成部71Bは、上記光路長差生成部71Aと同様に光カップラ73で低コヒーレンス光が観察光と参照光とに分離され、それぞれ観察光側レンズ74b、参照光側レンズ74aで平行光にされる。

【0071】参照光側レンズ74aで平行光にされた参照光は、電気光学変調器(EOM)76で光変調された後、光軸方向に進退動可能な参照光側反射ミラー46で反射されて、再び第3の光分岐部73側に戻るようになっている。この参照光側反射ミラー46は、上記第1の実施の形態で説明した参照光側ステージ47に設けられ、参照光の光路長を調整されるようになっている。一方、観察光は、上記光路長差生成部71Aと同様である。これにより、光路長差生成部71Bは、参照光と観察光との光路長差が一致するように光路長差を調整できる。

【0072】また、図18に示すように光路長差生成部71Cは、上記光路長差生成部71Aと同様に光カップラ73で分離された参照光及び観察光がそれぞれ参照光側レンズ74a、観察光側レンズ74bで平行光にされた後、音響光学変調器(AOM; Acousto-Optic Modulator)77a、77bで光変調される。これら音響光学変調器(AOM)77a、77bは、参照光と観察光との光路長差が一致するように調整する。

【0073】そして、光路長差を調整された参照光と観察光とは、それぞれ参照光側レンズ78a、観察光側レンズ78bで光ファイバ22の入射端面22A、22Bに集光されて入射し、光カップラ部79で光結合されて光プローブ9へ伝達されるようになっている。これにより、光路長差生成部71Cは、参照光と観察光との光路長差が一致するように光路長差を調整できる。

【0074】また、図19に示すように光路長差生成部71Dは、光ファイバ72で伝達される低コヒーレンス光が先端側端面72aから集光レンズ81で集光され、第3の光分離手段としての音響光学変調器(AOM)82で参照光と観察光とが分離される。分離された参照光及び観察光は、それぞれ透過型グレーティング83で分散調整され、集光レンズ84で光ファイバ22の入射端面22aに集光入射され、光プローブ9へ伝達されるようになっている。これにより、光路長差生成部71Dは、参照光と観察光との光路長差が一致するように光路長差を調整できる。

【0075】また、図20に示すように光路長差生成部71Eは、上記光路長差生成部71Aと同様に低コヒーレンス光が光カップラ73で観察光と参照光と分離されて光ファイバ72の先端側端面72aまで伝達されるようになっている。

【0076】そして、観察光は、光ファイバ72の先端側端面72aで反射されて、光カップラ73側へ戻るようになっている。一方、参照光は、上記光路長差生成部71Aと同様に光ファイバ72の先端側端面72aから平行レンズ85で平行光にされ、参照光側反射ミラー46で反射されて、再び光カップラ73側に戻るようになっている。尚、このとき、上述したように参照光側反射ミラー46は、圧電素子75により振動することで、反

射する参照光を光変調するようになっている。これにより、光路長差生成部71Eは、光ファイバ72の先端側端面72aから参照光側反射ミラー46までの光路長の往復分、光路長差が一致するように調整できる。

【0077】また、図21に示すように光路長差生成部71Fは、上記光路長差生成部71Eの平行レンズ85と参照光側反射ミラー46との間に観察光を反射するハーフミラー86を設けている。このため、光カップラ73で分離された参照光は、平行レンズ85で平行光にされた後、ハーフミラー86で反射されて再び光カップラ73側に戻るようになっている。

【0078】一方、光カップラ73で分離された参照光は、上記光路長差生成部71Eと同様に光ファイバ72の先端側端面72aから平行レンズ85で平行光にされ、ハーフミラー86を通過して参照光側反射ミラー46で反射されて、再び光カップラ73側に戻るようになっている。尚、このとき、上述したように参照光側反射ミラー46は、圧電素子75により振動することで、反射する参照光を光変調するようになっている。これにより、光路長差生成部71Fは、ハーフミラー86から参照光側反射ミラー46までの光路長の往復分、光路長差が一致するように調整できる。

【0079】尚、図20の光路長差生成部71E及び図21の光路長差生成部71Fは、分離された観察光及び参照光とが供給される場合、光カップラ73の代わりに光サーキュレータを用いて構成しても良い。

【0080】また、図22に示すように光路長差生成部71Gは、平行レンズ87と集光レンズ91との間に第3の光分離手段としてハーフミラー88、ハーフミラー90を設けて構成される。ハーフミラー88は、PZT等の圧電素子89が側部に接着されて、光軸方向に振動可能になっている。この圧電素子89は、駆動部34から駆動信号が印加されることで、ハーフミラー88を光軸方向に振動させるようになっている。

【0081】平行レンズ87で平行光にされた低コヒーレンス光は、その大部分がハーフミラー88、ハーフミラー90を通過して集光レンズ91で集光されて観察光として光ファイバ22の入射端面22aに入射されるようになっている。一方、低コヒーレンス光の一部は、ハーフミラー90で反射分離されて再びハーフミラー88で反射されてハーフミラー90を通過し、集光レンズ91で集光されて参照光として、光ファイバ22の入射端面22aに入射されるようになっている。

【0082】このとき、ハーフミラー88は、観察光と参照光との光路長差が一致するように制御部33の制御により駆動部34が圧電素子89を駆動して、光軸方向に振動するようになっている。これにより、光路長差生成部71Gは、参照光と観察光との光路長差が調整できる。

【0083】また、図23に示すように光路長差生成部



71Hは、上記光路長差生成部71Aと同様に低コヒーレンス光が光カップラ73で観察光と参照光と分離されるようになっている。そして、分離された参照光は、光ファイバ72の一方の先端側端面72Aから参照光側レンズ74aで平行光にされ、参照光側レンズ78aで集光されて光ファイバ22の入射端面22Aに集光されるようになっている。一方、分離された観察光は、光ファイバ72の他方側から光カップラ79に光結合されている光ファイバ22へ伝達されるようになっている。この光ファイバ72の他方側は、PZT素子等の圧電素子81が設けられ、この圧電素子81により光変調されるようになっている。

【0084】これら光カップラ73～光カップラ79までの光路は、観察光と参照光との光路長差が一致するような長さに形成されている。これにより、光路長差生成部71Hは、参照光と観察光との光路長差が一致するように光路長差を調整できる。

【0085】（第4の実施の形態）図24及び図25は本発明の第4の実施の形態に係り、図24は本発明の第4の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図、図25は図24の光プローブの先端側構成図である。本第4の実施の形態は、光路長差生成部を光プローブ9の先端側に設けて構成する。それ以外の構成は、上記第1の実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0086】即ち、図24に示すように本第4の実施の形態の光イメージング装置3Dは、光路長差生成部100を光プローブ9の先端側に設けて構成される。図25に示すように光プローブ9の先端側に設けた光走査ユニット101は、平行レンズ57から集光レンズ26までの間に、光路長差生成部100として光軸方向に進退動な進退動ハーフミラー102と、ハーフミラー103とを設けて構成される。進退動ハーフミラー102は、圧電素子104が接合されている。この圧電素子104は、駆動部34から駆動信号が印加されることで、ハーフミラー102を光軸方向に進退動させるようになっている。

【0087】本実施の形態では、分離した参照光を進退動ハーフミラー102とハーフミラー103との間で2回往復させることで、一致するように光路長差を調整するようになっている。

【0088】このように構成される光イメージング装置3Dは、上記第1の実施の形態で説明したのと同様に低コヒーレンス光源21からの低コヒーレンス光が光プローブ9内の光ファイバ25へ伝達される。光ファイバ25の先端側端面25aに伝達された低コヒーレンス光は、上記第1の実施の形態で説明した光走査ユニット36Bと同様に平行レンズ57で平行光にされる。そして、この平行光にされた低コヒーレンス光の大部分は、進退動ハーフミラー102及びハーフミラー103を通過し、

観察光として対物レンズ26の焦点で被検体8の目的部位に集光される。

【0089】そして、その焦点からの被検体8の目的部位の反射光及び散乱光の一部は、戻り観察光として上記光路を通り、再び装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。一方、平行光にされた低コヒーレンス光の一部は、進退動ハーフミラー102を通過し、ハーフミラー103で反射分離されて戻り参照光となる。そして、進退動ハーフミラー102で反射されて更にハーフミラー103で反射されて再び光ファイバ25の先端側端面25aに入射し、装置本体10の光カップラ23側に戻るようになっている。

【0090】このとき、観察光と参照光との光路長差 $2 \times \Delta L$ は、ハーフミラー103～被検体8の目的部位までの2倍となる。また、進退動ハーフミラー102～ハーフミラー103での戻り参照光の光路長は、 $2 \times \Delta L_r$ となる。そして、圧電素子103は、観察光と参照光との光路長差 $2 \times \Delta L$ を解消するために、 $2 \times \Delta L = 2 \times \Delta L_r$ となるよう制御部33の制御により駆動部34を駆動され、光軸方向に進退動される。

【0091】従って、光路長差生成部100は、観察光と参照光との光路長差が一致するように調整できる。この結果、本実施の形態の光イメージング装置3Dは、上記第1の実施の形態と同様な効果を得る。

【0092】（第5の実施の形態）図26及び図27は本発明の第5の実施の形態に係り、図26は本発明の第5の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図、図27は図26の光路長差生成部の構成図である。本第5の実施の形態は、低コヒーレンス光源が、第2の光分離手段を兼ねるように構成する。それ以外の構成は、上記第1の実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0093】即ち、図26に示すように本第5の実施の形態の光イメージング装置3Eは、第2の光分離手段を兼ねる低コヒーレンス光源121を設けて構成される。この低コヒーレンス光源121は、低コヒーレンス光の供給部を高屈折率の活性層で被覆しており、この部分に光ファイバ22を挿通させて構成されている。この低コヒーレンス光源121は、戻り光が活性層と光結合すると他方の端面から出射される性質を有している。

【0094】本実施の形態の光イメージング装置3Eは、上記第1の実施の形態で説明したのと同様な構成の光プローブ9を有し、光プローブ9内の光ファイバ25の先端側端面25aで低コヒーレンス光の一部が反射分離されて戻り参照光として、再び装置本体10の低コヒーレンス光源121側に戻るようになっている。

【0095】また、本実施の形態の光イメージング装置3Eは、光路長差生成部122を設けて構成している。この光路長差生成部122は、図27に示すように2つのハーフミラー122a、122bで構成されている。

【0096】このように構成される光イメージング装置3Eは、低コヒーレンス光源121で発生した低コヒーレンス光が光ファイバ22の一端に入射され、光コネクタ部20を介して光ブローブ9内の光ファイバ25へ伝達される。そして、光ブローブ9内の光ファイバ25の先端側端面25aで、低コヒーレンス光の一部が反射分離されて戻り参照光として、再び装置本体10の低コヒーレンス光源121側に戻る。

【0097】低コヒーレンス光源121側に戻った戻り観察光と戻り参照光とは、この低コヒーレンス光源121で活性層に光結合されて、他方の端面から出射される。低コヒーレンス光源121の他方の端面から出射された戻り観察光と戻り参照光とは、光路長差生成部122で光路長差が一致するように調整される。このとき、戻り観察光は、ハーフミラー122a、122bを通過して光検出部32へ伝達される。

【0098】一方、戻り参照光は、ハーフミラー122aを通過し、ハーフミラー122bで反射されて再びハーフミラー122aへ向かい、再びハーフミラー122aで反射されてハーフミラー122bを通過して光検出部32へ伝達される。このとき、ハーフミラー122a～ハーフミラー122bでの戻り参照光の光路長は、 $2 \times \Delta L_r$ となる。この戻り参照光の光路長 $2 \times \Delta L_r$ は、観察光と参照光との光路長差 $2 \times \Delta L$ と一致するようになっている。

【0099】そして、これら光路長が殆ど等しい参照光と観察光とは、ハーフミラー122b側からの光路で偏光状態がほぼ一致した状態で干渉し、光検出部32で受光される。この結果、本第5の実施の形態の光イメージング装置3Eは、上記第1の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、低コヒーレンス光源121が第2の光カップラを兼ねるので小型化できる。

【0100】(第6の実施の形態) 図28ないし図30は本発明の第6の実施の形態に係り、図28は本発明の第6の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図、図29は図28の光路長差生成部の構成図、図30は図29の光路長差生成部の光路先端側の拡大図である。本第6の実施の形態は、光ブローブ先端側内部に低コヒーレンス光源、第2の光分枝部、光路長差生成部及び光検出部までの光学系を設けて構成する。それ以外の構成は、上記第1の実施の形態とほぼ同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0101】即ち、図28に示すように本第6の実施の形態の光イメージング装置は、光ブローブ9Dの先端側に低コヒーレンス光源、第2の光分枝部、光路長差生成部及び光検出部までの光学系を設けた光学ユニット150を設けて構成される。本実施の形態では、光学ユニット150は、LN(LiNbO<sub>3</sub>結晶)導波路で光学路を一体的に形成されている。

【0102】光学ユニット150は、光ブローブ9Dを

挿通するケーブル151が延出されている。このケーブル151は、図示しない電源線や信号線が配設されている。光学ユニット150から先端側は、水平走査を行うXY反射ミラースキャン152が設けられており、光学ユニット150から出射される観察光を水平走査するようになっている。このXY反射ミラースキャン152で水平走査された観察光は、集光レンズ153により観察窓154を介して被検体8の目的部位に集光されるようになっている。そして、その焦点からの被検体の反射光及び散乱光の一部は、戻り観察光として上記光路を通り、再び光学ユニット150側に戻るようになっている。

【0103】次に、図29及び図30を用いて光学ユニット150を説明する。図29に示すように光学ユニット150は、低コヒーレンス光源21からの低コヒーレンス光が光路161に入射され、途中の第2の光カップラ162を介して光路164に伝達されるようになっている。

【0104】光路161は、第2の光カップラ162で光路163と光学的に結合されている。従って、この光カップラ162で低コヒーレンス光は、被検体からの戻り光が光路163へ分岐されて光検出部32側へ伝達されるようになっている。また、光路161は、第2の光カップラ162で光路165と光学的に結合されている。この光路165の終端は、光路内に定在波が発生しないように抵抗板等の無反射終端166を設けている。

【0105】図30に示すように光路164の先端側端面164aに伝達された低コヒーレンス光は、その大部分がこの先端側端面164aから観察光として出射されるようになっている。そして、光学ユニット150から出射された観察光は、上述したようにXY反射ミラースキャン152で水平走査された後、観察窓154を介して集光レンズ153により観察窓154を介して被検体8の目的部位に集光されるようになっている。

【0106】そして、その焦点からの被検体の反射光及び散乱光の一部は、戻り観察光として上記光路を通り、再び光学ユニット150内の第2の光カップラ162側に戻るようになっている。一方、光路164の先端側端面164aに伝達された低コヒーレンス光の一部は、第1の光分離手段としての先端側端面164aで反射分離され、再び光学ユニット150内の第2の光カップラ162側に戻るようになっている。

【0107】そして、第2の光カップラ162側に戻った戻り観察光と戻り参照光とは、この第2の光カップラ162で光路163へ分岐されて、第3の光分離手段としての光カップラ167から光路長差生成部170に伝達されるようになっている。

【0108】この光路長差生成部170は、光カップラ167に光路171、173が光学的に結合されている。これら光路171、173は、参照光と観察光との



光路長差が一致するような長さに形成されている。従って、光路長差生成部170は、観察光と参照光との光路長差が一致するように調整されている。

【0109】戻り参照光は、光路171の先端側端面に伝達され、この先端側端面の端部に設けた参照光側ミラー172で反射されて光カップラ167側に戻るようになっている。一方、戻り観察光は、光路173の先端側端面に伝達され、この先端側端面の端部に設けた観察光側ミラー174で反射されて光カップラ167側に戻るようになっている。

【0110】そして、これら光路長が等しい参照光と観察光とは、光カップラ167からの光路で干渉され、この光カップラ167に光学的に結合されている光路175を伝達し、光検出部32で受光される。光検出部32は、干渉光を干渉電気信号に光電変換し、この光電変換された干渉電気信号はケーブル151内の信号線を介して信号処理部35に出力されるようになっている。

【0111】この結果、本第6の実施の形態の光イメージング装置は、上記第1の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、光プローブ9Dの先端側内部に光学路を一体的に形成した光学ユニット150を設けて構成しているもので、より一層の小型化が実現できる。

【0112】尚、本発明は、以上述べた実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

#### 【0113】【付記】

(付記項1) 低コヒーレンス光源からの低コヒーレンス光を被検体に集光し、この被検体からの戻り光を取り込む挿入部及び、この挿入部を接続して取り込んだ戻り光から被検体の断面像を構築する装置本体を有する光イメージング装置において、前記低コヒーレンス光源で発生した低コヒーレンス光を伝達させて被検体へ照射する光伝達手段と、前記低コヒーレンス光を観察光と参照光とに分離する光分離手段と、を具備し、前記観察光と参照光との偏光状態を合わせるために、前記光伝達手段内部又は前記光伝達手段の終端又は前記光伝達手段と被検体との間に前記光分離手段を設けたことを特徴とする光イメージング装置。

【0114】(付記項2) 前記光分離手段で分離された観察光と参照光とが、前記光伝達手段内部又は前記光伝達手段と被検体との間の少なくとも一部において、同一の光軸を有することを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

【0115】(付記項3) 被検体からの前記観察光の散乱又は反射による戻り観察光と前記参照光とを干渉させる光干渉手段を有し、前記光分離手段で分離された観察光と参照光とが、前記光伝達手段内部又は前記光伝達手段と被検体との間で且つ、前記干渉手段の手前の少なくとも一部において、同一の光軸を有することを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

【0116】(付記項4) 前記観察光と前記参照光との光路長差を生成する光路長差生成手段を設けたことを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

(付記項5) 前記低コヒーレンス光を観察光と参照光とに分離する第2の光分離手段を前記低コヒーレンス光源と前記光伝達手段との間に設けたことを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

【0117】(付記項6) 前記光伝達手段が光ファイバであることを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

(付記項7) 前記光分離手段がハーフミラーであることを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

【0118】(付記項8) 前記光伝達手段が光導波路であることを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

(付記項9) 前記光伝達手段の終端面に反射膜を施していることを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

【0119】(付記項10) 前記戻り観察光を検出する光検出手段と、前記低コヒーレンス光源とを、前記挿入部の外部に設けたことを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

(付記項11) 前記戻り観察光を検出する光検出手段と、前記低コヒーレンス光源とを、前記挿入部の内部に設けたことを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

【0120】(付記項12) 前記挿入部が前記低コヒーレンス光源を含む部分と着脱自在に接続可能であることを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

(付記項13) 少なくとも1つの光変調手段を有することを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

【0121】(付記項14) 被検体へ照射する光の位置を被検体部上で走査させる光走査手段を有することを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

(付記項15) 前記光伝達手段と被検体との間に照射光を集光する集光手段を設けたことを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

【0122】(付記項16) 透過光量を減少させる光減衰手段を有することを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

(付記項17) 少なくとも1つの偏光面回転素子を有することを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

(付記項18) 光分散調整手段を有することを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

【0123】(付記項19) 前記挿入部が体内に挿入可能であることを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

(付記項20) 前記挿入部が内視鏡であることを特徴

とする付記項1に記載の光イメージング装置。

〔付記項21〕前記挿入部が、内視鏡のチャンネル内に挿入可能なプローブであることを特徴とする付記項1に記載の光イメージング装置。

〔0124〕〔付記項22〕前記光伝達手段と前記被検体との間に前記光路長差生成手段を設けたことを特徴とする付記項4に記載の光イメージング装置。

〔付記項23〕前記戻り観察光を検出する光検出手段と、前記第2の光分離手段との間に前記観察光と前記参照光との光路長差を生成する光路長差生成手段を設けたことを特徴とする付記項5に記載の光イメージング装置。

〔0125〕〔付記項24〕前記光分離手段が前記光ファイバの端面であることを特徴とする付記項6に記載の光イメージング装置。

〔付記項25〕前記光伝達手段と前記被検体との間に前記ハーフミラーを設けたことを特徴とする付記項7に記載の光イメージング装置。

〔0126〕〔付記項26〕前記光減衰手段は、前記光減衰率が可変であることを特徴とする付記項16に記載の光イメージング装置。

〔付記項27〕前記光減衰手段は、参照光の強度を減衰させることを特徴とする付記項16に記載の光イメージング装置。

〔0127〕〔付記項28〕前記光路長差生成手段と前記光分離手段とが少なくとも同一の共通部材を有することを特徴とする付記項22に記載の光イメージング装置。

〔付記項29〕前記低コヒーレンス光源と、前記第2の光分離手段と、前記光路長差生成手段とが同一の光軸上に配置されていることを特徴とする付記項23に記載の光イメージング装置。

〔0128〕〔付記項30〕前記光路長差生成手段は、第3の光分離手段と、この第3の光分離手段で分離される第1の光路長差生成光路と、この第1の光路長差生成光路より光路長が長い第2の光路長差生成光路とから構成したことを特徴とする付記項23に記載の光イメージング装置。

〔0129〕〔付記項31〕前記第2の光分離手段が前記低コヒーレンス光源であることを特徴とする付記項29に記載の光イメージング装置。

〔付記項32〕前記第1の光路長差生成光路と前記第2の光路長差生成光路とが光ファイバであることを特徴とする付記項30に記載の光イメージング装置。

〔0130〕〔付記項33〕前記光検出手段が、前記干渉手段を通過する光のうち、前記第1の光路長差生成光路を通過した戻り観察光と、前記第2の光路長差生成光路を通過した参照光の戻り光とを検出することを特徴とする付記項30に記載の光イメージング装置。

〔0131〕〔付記項34〕前記第3の光分離手段

が、偏光ビームスプリッタであることを特徴とする付記項30に記載の光イメージング装置。

〔付記項35〕前記第1の光路長差生成光路と前記第2の光路長差生成光路との少なくとも一方に、光路長可変手段を設けたことを特徴とする付記項30に記載の光イメージング装置。

〔0132〕〔付記項36〕前記光ファイバが偏波面保存ファイバであることを特徴とする付記項32に記載の光イメージング装置。

〔付記項37〕前記偏光ビームスプリッタは、観察光の全てが前記第1の光路長差生成光路に導かれ、参照光の全てが前記第2の光路長差生成光路に導かれるように設けられていることを特徴とする付記項34に記載の光イメージング装置。

〔0133〕〔付記項38〕前記第1の光路長差生成光路と前記第2の光路長差生成光路との少なくとも一方に、偏光面回転素子を設けたことを特徴とする付記項34に記載の光イメージング装置。

〔付記項39〕前記光路長可変手段が光路長走査機構であることを特徴とする付記項35に記載の光イメージング装置。

〔0134〕

〔発明の効果〕以上説明したように本発明によれば、偏光状態の変化に影響されることなく、光プローブを交換して使用した場合にも、光路長調整が容易な光イメージング装置を実現できる。

〔図面の簡単な説明〕

〔図1〕本発明の第1の実施の形態を備えた光イメージングシステムを示す構成図

〔図2〕本発明の第1の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図

〔図3〕図2の光イメージング装置の詳細構成図

〔図4〕図3の光プローブの先端側構成図

〔図5〕図4の第1の変形例を示す光プローブの先端側構成図

〔図6〕図4の第2の変形例を示す光プローブの先端側構成図

〔図7〕光路長差生成部の変形例を示す構成図

〔図8〕図7のフィルタ回転台を示す説明図

〔図9〕分散調整部の変形例を示す構成図

〔図10〕第1の光分離手段の変形例を示す光プローブの先端側構成図

〔図11〕図4の第3の変形例を示す光プローブの先端側構成図

〔図12〕図11の概略拡大図

〔図13〕本発明の第2の実施の形態の光イメージング装置を示す構成図

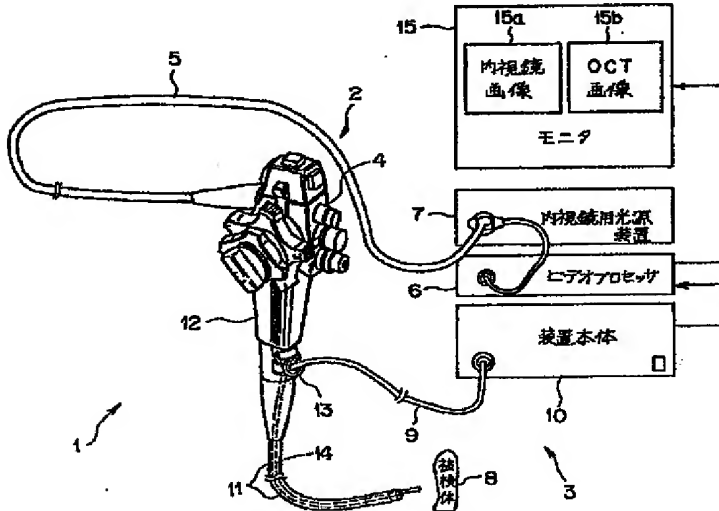
〔図14〕図13の光プローブの先端側構成図

〔図15〕本発明の第3の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図

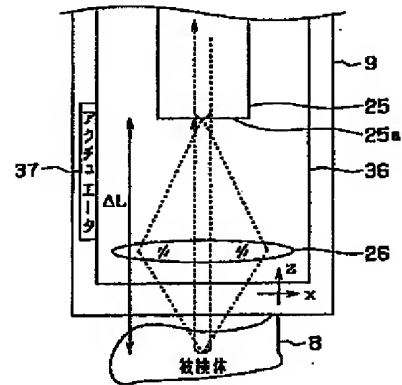
- 【図16】第1の光路長差生成部の構成図  
 【図17】第2の光路長差生成部の構成図  
 【図18】第3の光路長差生成部の構成図  
 【図19】第4の光路長差生成部の構成図  
 【図20】第5の光路長差生成部の構成図  
 【図21】第6の光路長差生成部の構成図  
 【図22】第7の光路長差生成部の構成図  
 【図23】第8の光路長差生成部の構成図  
 【図24】本発明の第4の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図  
 【図25】図24の光プローブの先端側構成図  
 【図26】本発明の第5の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図  
 【図27】図26の光路長差生成部の構成図  
 【図28】本発明の第6の実施の形態の光イメージング装置を示す概略構成図  
 【図29】図28の光路長差生成部の構成図  
 【図30】図29の光路長差生成部の光路先端側の拡大図  
 【符号の説明】  
 1…光イメージングシステム

- \* 2…内視鏡装置  
 3…光イメージング装置  
 9…光プローブ  
 10…装置本体  
 21…低コヒーレンス光源  
 22, 24, 25…光ファイバ  
 25a…光ファイバの先端側端面（第1の光分離手段）  
 23…光カップラ（第2の光分離手段）  
 26…対物レンズ  
 31…光路長差生成部  
 32…光検出部  
 33…制御部  
 34…駆動部  
 35…信号処理部  
 36…光走査ユニット  
 41…平行レンズ  
 42…ハーフミラー（第3の光分離手段）  
 43…観察光側反射ミラー  
 45…分散調整部  
 46…参照光側反射ミラー  
 \* 48…検出側集光レンズ

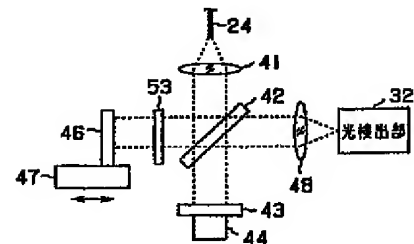
【図1】



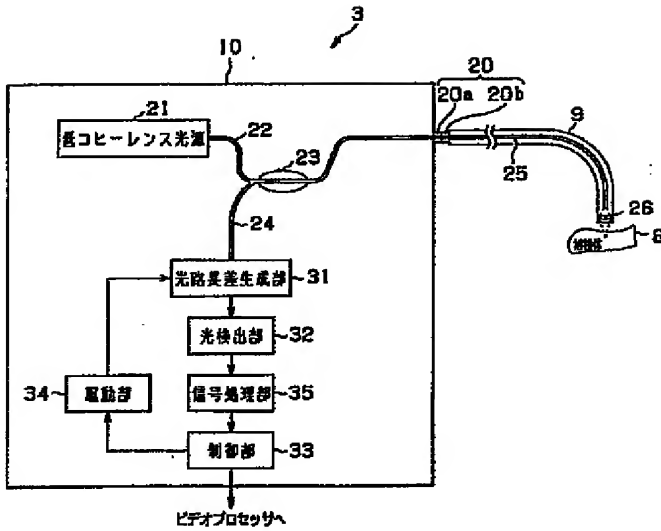
【図4】



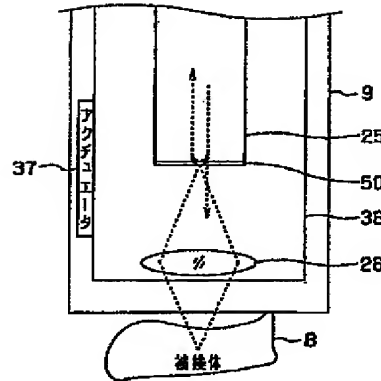
【図7】



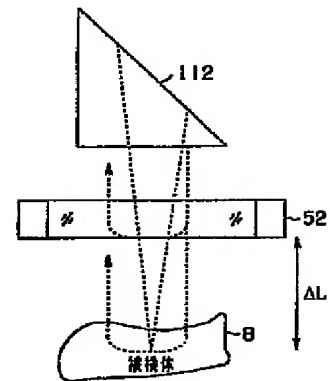
【図2】



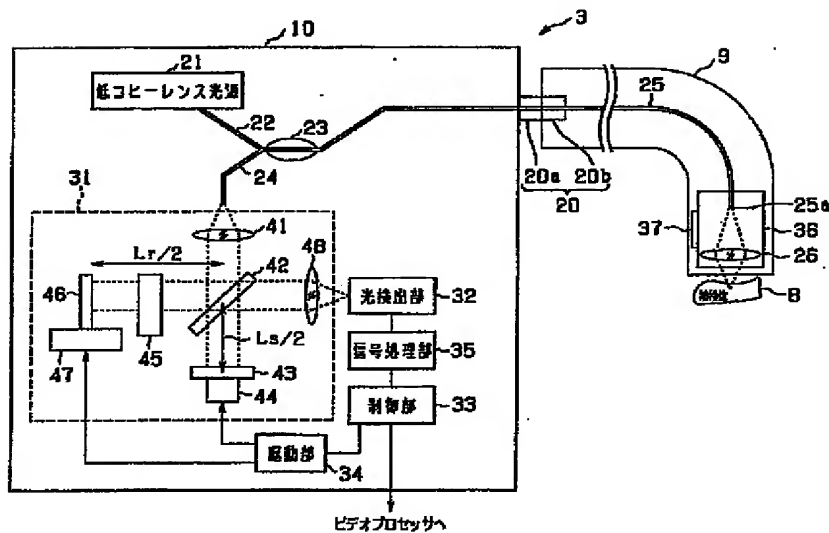
【図5】



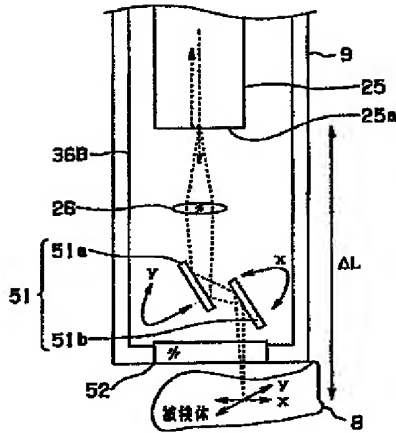
【図12】



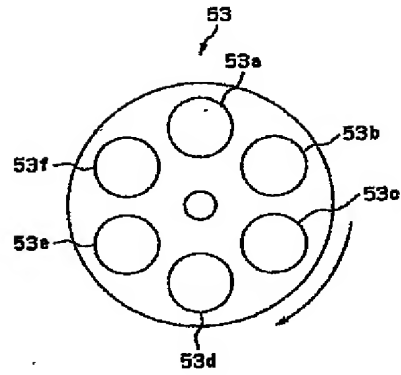
【図3】



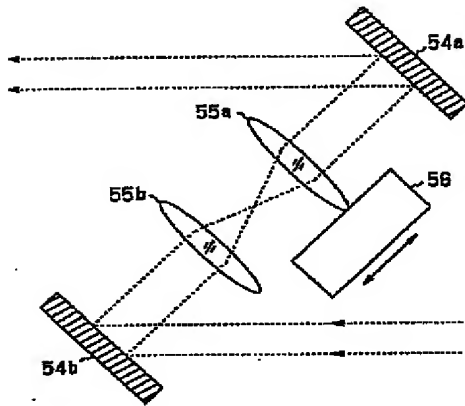
【図6】



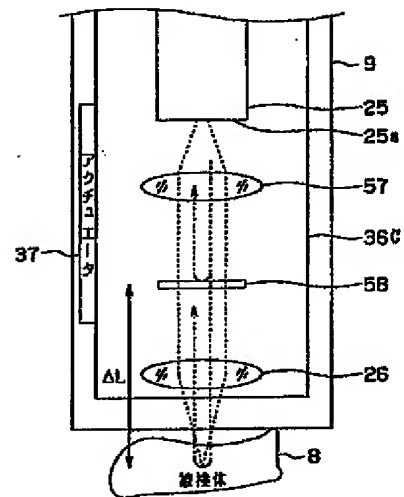
【図8】



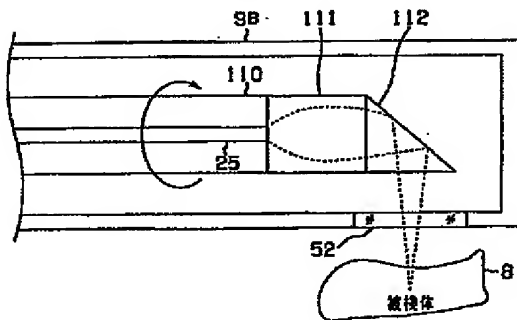
【図9】



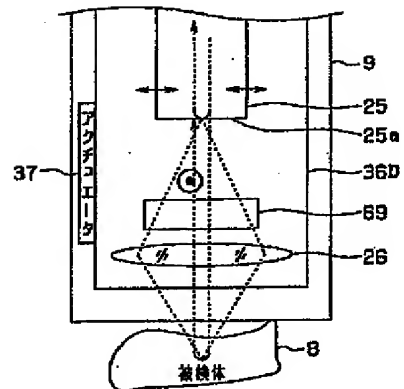
【図10】



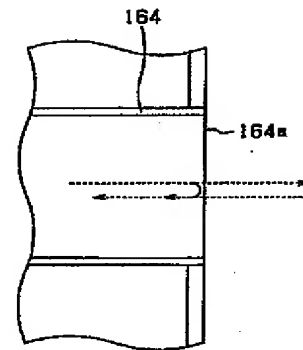
【図11】



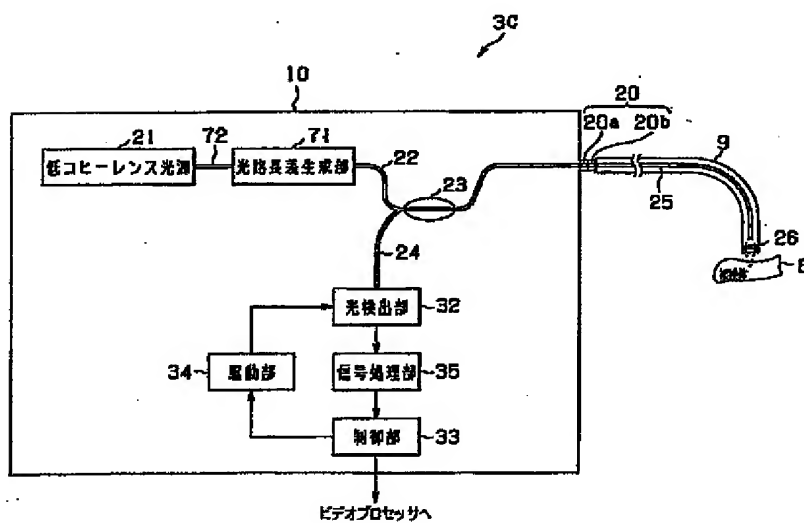
【図14】



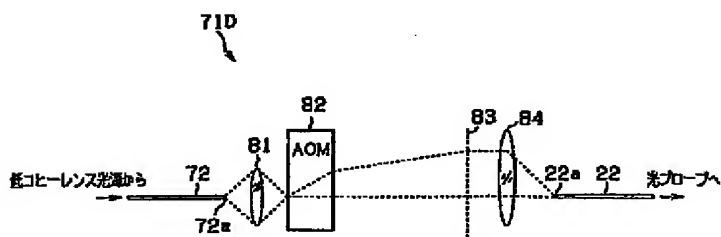
【图30】



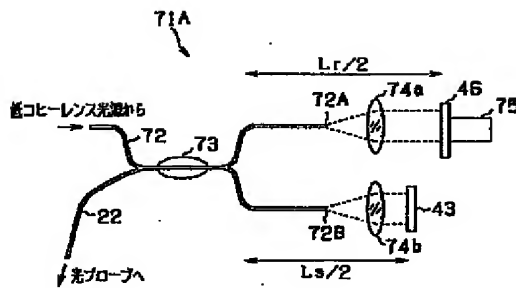
【図15】



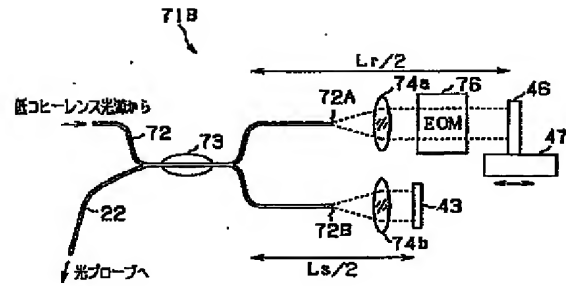
【圖19】



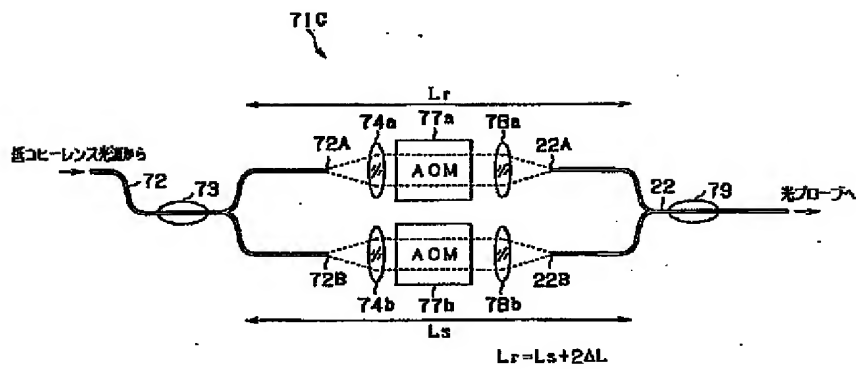
【図16】



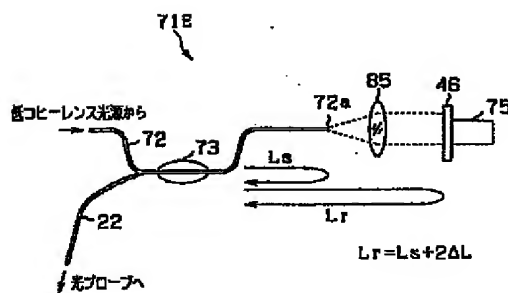
【図17】



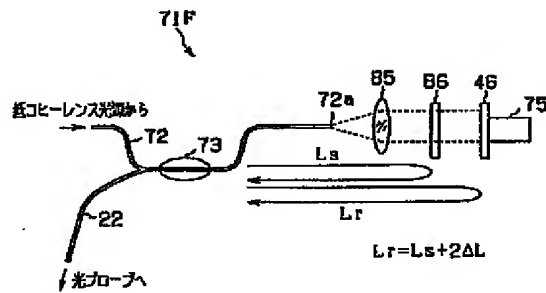
【図18】



【図20】

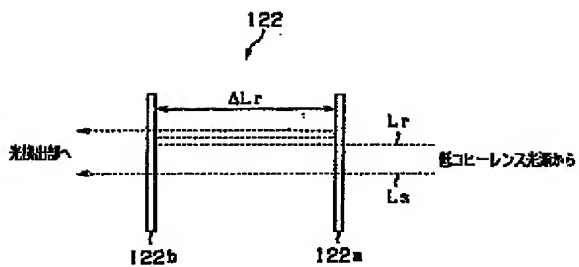


【図21】

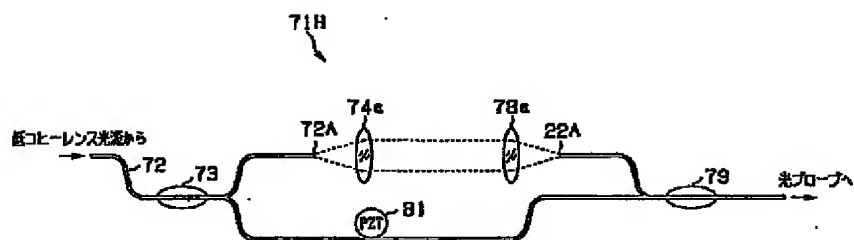




【圖27】

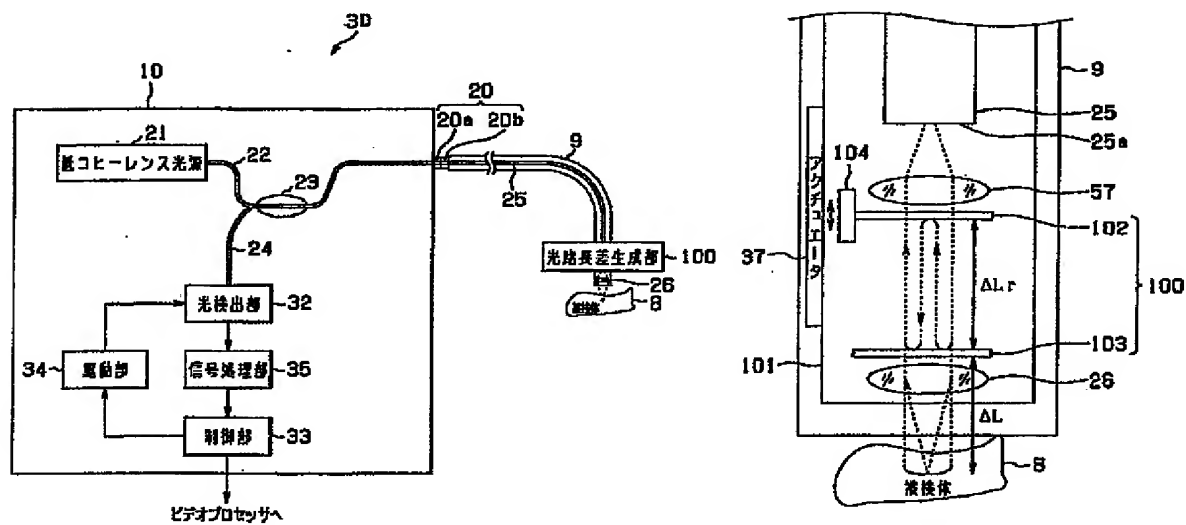


【圖 23】

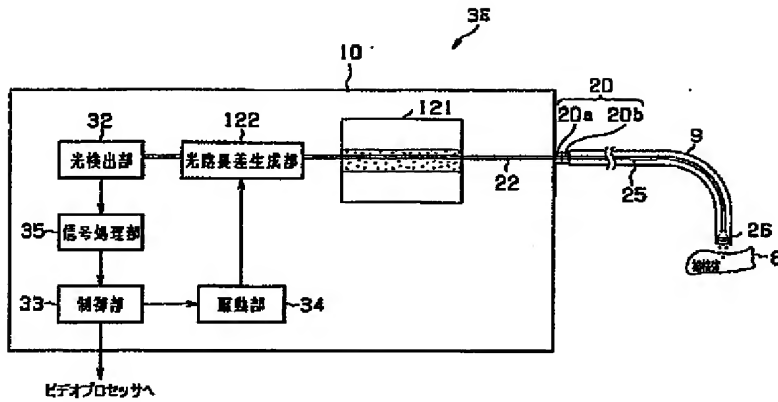


【圖24】

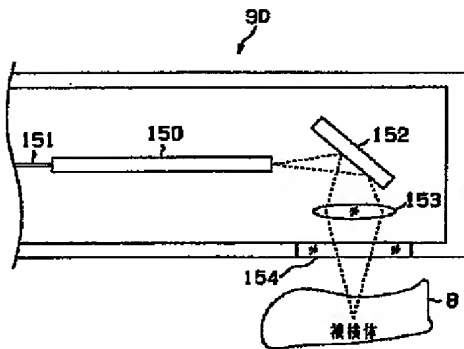
【图25】



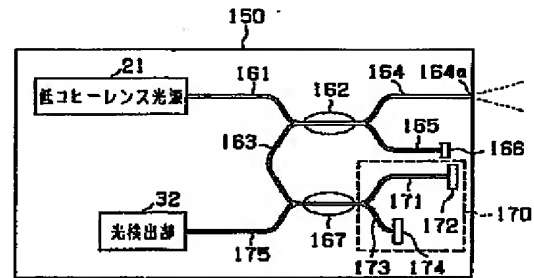
【図26】



【図28】



【図29】



フロントページの続き

(72)発明者 堀井 章弘  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2G059 AA06 BB12 EE09 FF02 GG02  
GG06 HH01 JJ12 JJ15 JJ17  
JJ19 JJ22 KK01 MM01 MM09  
MM10 NN10